



**FARKLI ÖZELLİKLERE SAHİP KOMPOZİT REZİNLERİN FARKLI
VİSKOZİTELERDEKİ KISA FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT
REZİNLERE BAĞLANMA DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Asude Mürüvet OĞUZ

**Danışman
Prof. Dr. Hacer Deniz ARISU**

**UZMANLIK TEZİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

KASIM 2025

ETİK BEYAN

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

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

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

Asude Mürüvet OĞUZ

26/11/2025

FARKLI ÖZELLİKLERE SAHİP KOMPOZİT REZİNLERİN FARKLI
VİSKOZİTELERDEKİ KISA FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİNLERE
BAĞLANMA DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ
(Uzmanlık Tezi)

Asude Mürüvet OĞUZ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Kasım 2025

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı, farklı özelliklere sahip kompozit rezinlerin viskozite ve içerikleri farklı iki kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezine (KFGK) makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesidir. Çalışmada taban materyali olarak kullanılan KFGK'ler (düşük viskoziteli everX Flow ve yüksek viskoziteli everX Posterior) üç boyutlu yazıcı ile hazırlanan bloklardaki kavitelere tek tabaka halinde yerleştirilip polimerize edildi; bunların üzerine örtüleme kompozitleri olan mikrohibrit (Filtek Z250), nanohibrit (Clearfil Majesty Posterior) ve akışkan (G-ænial Universal Injectable) kompozit rezinler Ultradent jig kullanılarak uygulandı. Her grup için 15 örnek olmak üzere toplamda 90 örnek hazırlandı ve 24 saat 37 C° etüvde distile suda bekletildikten sonra makaslama bağlanma dayanımı testleri gerçekleştirildi. Ayrıca örneklerin bağlantı ara yüzeyleri elektron mikroskobu ile incelendi; bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmek üzere kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü ve oksijen inhibisyon tabakası kalınlıkları ölçüldü. Bu *in vitro* çalışmanın bulgularına göre iki KFGK arasında bağlanma dayanımı açısından anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Örtüleme kompozit tipinin bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğu görüldü. Filtek Z250 diğer kompozit rezinlere göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı gösterdi ($p<0.05$). KFGK'lerin yüzey pürüzlülükleri arasında anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0.05$). everX Posterior'un oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı everX Flow'dan yüksek bulundu ($p<0.05$). Bu *in vitro* çalışmanın sınırlamaları dahilinde, KFGK'lerin viskozite ve matris farklılıklarının bağlanma dayanımını tek başına belirlemediği, örtüleme kompozitinin tipi ve mekanik özelliklerinin bağlanma performansında önemli rol oynadığı söylenebilir.

Bilim Kodu : 10101,08
Anahtar Kelimeler : Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, Bağlanma dayanımı, Viskozite, Pürüzlülük
Sayfa Adedi : 105
Danışman : Prof. Dr. Hacer Deniz ARISU

EVALUATION OF THE BOND STRENGTH OF COMPOSITE RESINS WITH
DISTINCT PROPERTIES TO SHORT FIBER-REINFORCED COMPOSITE RESINS
OF DIFFERENT VISCOSITIES

(Speciality Thesis)

Asude Muruvet OGUZ

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

November 2025

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the shear bond strength between two short fiber-reinforced composites (SFRCs) that differ in viscosity and composition and various resin composites with distinct matrix structures and filler characteristics. In this study, two SFRCs were used as base materials: a low-viscosity SFRC (everX Flow) and a high-viscosity SFRC (everX Posterior). The materials were placed as a single layer into cavities prepared in 3D-printed blocks and polymerized. Three types of veneering resin composites (microhybrid Filtek Z250, nanohybrid Clearfil Majesty Posterior, and flowable G-aenial Universal Injectable) were applied using Ultradent jig. A total of 90 specimens (15 per group) were prepared and stored in distilled water for 24 hours at 37 °C before performing shear bond strength testing. In addition, a separate group of specimens was analyzed using SEM to examine the interfacial areas between the composites. Furthermore, the surface roughness and oxygen inhibition layer thickness of the SFRCs were measured to evaluate their influence on bond strength. According to the findings of this *in vitro* study, no statistically significant difference in bond strength was found between the two SFRCs ($p>0.05$). The type of veneering composite significantly affected bond strength. Filtek Z250 exhibited significantly higher bond strength compared to the other composite resins ($p<0.05$). No significant difference was observed in the surface roughness of the SFRCs ($p>0.05$), while the oxygen inhibition layer thickness of everX Posterior was significantly greater than that of everX Flow ($p<0.05$). Within the limitations of this study, it can be concluded that differences in viscosity and matrix composition of SFRCs alone do not determine bond performance; rather, the type and mechanical properties of the veneering composite have a significant influence on interfacial adhesion.

Science Code : 10101,08
Key Words : Short fiber-reinforced composite resin, Bond strength, Viscosity, Roughness
Page Number : 105
Supervisor : Prof. Dr. Hacer Deniz ARISU

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının her aşamasında bilgi ve tecrübesiyle yanımda olan, uzmanlık eğitimim süresince rehberliğini hiçbir zaman esirgemeyen, kendisinden çok şey öğrendiğim ve öğrencisi olmaktan onur duyduğum saygıdeğer danışman hocam Prof. Dr. Hacer Deniz Arısu'ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmama katkılarından dolayı Gazi Üniversitesi Oral Patoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Burcu Toközlü'ye,

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Mine Betül Üçtaşlı, Prof. Dr. Oya Bala, Prof. Dr. Suat Özcan, Doç. Dr. Sinem Akgül, Doç. Dr. Hanife Altınışık, Doç. Dr. Cemile Kedici Alp, Dr. Öğr. Üyesi Merve Nezir, Dr. Öğr. Üyesi Beyza Arslandaş Dinçtürk, Dr. Öğr. Görevlisi Melike Aydos Ekiz'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, dostluklarını her zaman hissettiğim, bu süreci daha keyifli hale getiren değerli asistan arkadaşlarım Sena Balaban Karakaş, Mert Karakaş, İlknur Akay Dede, Ayşenur Yazım, Zeynep Aydın, Sümeyye Kanlıdere, Umut Dağdeviren, Arda Bingül'e,

Her zaman yanımda olduklarını hissettiğim kıymetli arkadaşlarım Nisanur Ernur, Batuhan Sayın, Yudum Karaman, Hande Yağmur Demirbaş, Melike Algur'a,

Varlıklarıyla bana güç veren sevgili anneme, babama, ablam ve kardeşime sonsuz teşekkür ederim.

Bu *in-vitro* tez çalışması “TDH-2024-9680” kodlu proje ile Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kompozit Rezinler	3
2.1.1. Kompozit rezinlerin tarihçesi.....	3
2.1.2. Kompozit rezinlerin yapısı	4
2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	8
2.2.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve yüzdesine göre kompozit rezinler	8
2.2.2. Viskozitelerine göre kompozit rezinler	11
2.2.3. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler	12
2.3. Güncel Kompozit Rezinler	18
2.3.1. Ormoserler	18
2.3.2. Giomerler	18
2.3.3. Siloranlar	19
2.3.4. İyon salabilen kompozit rezinler	19
2.3.5. Antibakteriyel içerikli kompozit rezinler	20
2.3.6. Kendini onarabilen (self-healing) kompozit rezinler	20

	Sayfa
2.3.7. Self-adeziv kompozit rezinler	21
2.3.8. Bulk fill kompozit rezinler	21
2.4. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler (FGK).....	24
2.4.1. Fiberle güçlendirilmiş kompozit resinlerin yapısı	25
2.4.2. Fiberlerin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler	30
2.5. Kompozit Resinlerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi....	33
2.5.1. Bağlanma dayanımı test yöntemleri.....	33
2.5.2. Makromakaslama bağlanma dayanımı testi	34
2.5.3. Mikromakaslama bağlanma dayanımı testi.....	34
2.5.4. Makrogerilim bağlanma dayanımı testi	34
2.5.5. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi	35
2.6. Yüzey Pürüzlülüğü ve Test Yöntemleri	35
2.7. Çalışmanın Amacı ve Sıfır Hipotezleri	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	39
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması	39
3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller	39
3.3. Deney Gruplarının Hazırlanması	41
3.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	43
3.5. Yüzey Pürüzlülüğü Testi	45
3.6. Oksijen İnhibisyon Tabakası Ölçümü	46
3.7. SEM İncelemesi.....	49
3.8. İstatistiksel Analiz	51
4. BULGULAR.....	53
4.1. Farklı Özelliklere Sahip Kompozit Resinlerin Düşük ve Yüksek Viskoziteli KFGK'lere Makaslama Bağlanma Dayanım Değerleri Bulguları	53
4.2. Kırılma Yüzey Analizi Bulguları	56

	Sayfa
4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	57
4.4. Oksijen İnhibisyon Tabakası Kalınlığı Ölçüm Bulguları	58
4.5. SEM analizi bulguları	60
5. TARTIŞMA.....	71
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	91
KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ	105



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin özellikleri	41
Çizelge 4.1. Makaslama bağlanma dayanımına ilişkin betimsel istatistikler.....	53
Çizelge 4.2. Çift yönlü ANOVA testi sonuçları.....	54
Çizelge 4.3. KFGK yüzeylerinde kullanılan örtüleme kompozitlerinin karşılaştırılması	54
Çizelge 4.4. Örtüleme için kullanılan kompozit rezin gruplarında KFGK'lerin karşılaştırılması	55
Çizelge 4.5. Kompozit rezinlerin kendi aralarında karşılaştırılması	55
Çizelge 4.6. Kırılma analizi bulguları	57
Çizelge 4.7. Tanımlayıcı istatistikler ve bağımsız örneklem t-testi sonucu	57
Çizelge 4.8. Tanımlayıcı istatistikler ve bağımsız örneklem t-testi sonucu	58

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Lineer polimerler ve çapraz bağlı polimerler arasındaki farkın şematik gösterimi.....	27
Şekil 2.2. Semi-IPN matriks yapının şematik gösterimi	27
Şekil 2.3. Ribbond'un Leno dalgası şeklinde fiber tasarımı	30
Şekil 3.1. Çalışma gruplarının şematik gösterimi	42
Şekil 4.1. Çalışma gruplarının makaslama bağlanma dayanım değerleri	53
Şekil 4.2. Örtüleme kompozitleri arasındaki istatistiksel farkın grafiksel gösterimi	55
Şekil 4.3. Örneklerin kırılma analizi bulgularının grafiksel gösterimi	57
Şekil 4.4. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü bulgularının grafiksel gösterimi.....	58
Şekil 4.5. Örneklerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ölçüm bulgularının grafiksel gösterimi.....	59
Şekil 4.6. everX Flow (F) ve everX Posterior (P) oksijen inhibisyon tabakası mikrografları	59
Şekil 4.7. Adeziv kopma örneğine ait x35 (a) ve x500 (b) büyütmede SEM görüntüleri.....	60
Şekil 4.8. Miks kopma örneğine ait x35 (a) ve x500 (b) büyütmede SEM görüntüleri .	60
Şekil 4.9. Kompozit yüzeyinde koheziv kopma örneğine ait x35 (a) ve x500 (b) büyütmede SEM görüntüleri.....	61
Şekil 4.10. KFGK yüzeyinde koheziv kopma örneğine ait x35 (a) ve x250 (b) büyütmede SEM görüntüleri.....	61
Şekil 4.11. KFGK yüzeyinde koheziv kopma örneğine ait x500 (a) ve x1500 (b) büyütmede SEM görüntüleri.....	62
Şekil 4.12. everX Flow (F) herhangi bir işlem uygulanmamış yüzeyi x500 büyütmede SEM görüntüsü	62
Şekil 4.13. everX Posterior (P) herhangi bir işlem uygulanmamış yüzeyi büyütmede SEM görüntüsü	63
Şekil 4.14. everX Flow (F) örneklerin kenar bölgelerinden kopan fiberlere ait SEM görüntüsü.....	63
Şekil 4.15. everX Posterior (P) örneklerin kenar bölgelerinden kopan fiberlere ait SEM görüntüsü	63

Şekil	Sayfa
Şekil 4.16. everX Flow (F) örneklerinin zımparalanan yüzeyi x500 büyütmede SEM görüntüsü.....	64
Şekil 4.17. everX Posterior (P) örnekklerinin zımparalanan yüzeyi x500 büyütmede SEM görüntüsü	64
Şekil 4.18. everX Flow (F) zımparalanan yüzeyi x2000 büyütmede SEM görüntüsü...	65
Şekil 4.19. everX Posterior(P) zımparalanan yüzeyi x2000 büyütmede SEM görüntüsü.....	65
Şekil 4.20. everX Flow yüzeyi x1500 büyütmede SEM görüntüsü	65
Şekil 4.21. everX Posterior x500 büyütmede SEM görüntüsü	66
Şekil 4.22. everX Flow (F) ve Filtek Z250 (Z) bağlanma yüzeyi x500 (a) ve 2000 (b) büyütmede SEM görüntüleri	66
Şekil 4.23. everX Flow (F) ve Clearfil Majesty Posterior (M) bağlanma yüzeyi x500 ve 2000 büyütmede SEM görüntüleri	67
Şekil 4.24. everX Flow (F) ve G-aenial Universal Injectable (G) bağlanma yüzeyi x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüleri	67
Şekil 4.25. everX Posterior (P) ve Filtek Z250 (Z) bağlanma yüzeyi x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüleri	68
Şekil 4.26. everX Posterior (P) ve Clearfil Majesty Posterior (M) bağlanma yüzeyi x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüleri	68
Şekil 4.27. everX Posterior (P) ve G-aenial Universal Injectable (G) bağlanma yüzeyi x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüleri	69

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler	40
Resim 3.2. LED ışık cihazı.....	44
Resim 3.3. Makaslama bağlanma dayanımı testi için örneklerin hazırlanması	45
Resim 3.4. Makaslama bağlanma dayanımı testi	45
Resim 3.5. Yüzey pürüzlülüğü testi	46
Resim 3.6. Kullanılan KFGK miktarının standardizasyonu için KFGK'in hassas terazide tartılması.....	47
Resim 3.7. Standart kalınlık oluşturmak için lamaların arasına KFGK'lerin her iki tarafına cam lamel yerleştirilmesi ve ışık uygulanması	48
Resim 3.8. Hazırlanan örneklerin mikrograflarının alınmasından önce mikrograf alınacak bölgelerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla örneklerin işaretlenmesi.....	48
Resim 3.9. Örneklerin mikrograflarının alınması	49
Resim 3.10. KFGK'lerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ölçümü	49
Resim 3.11. Altın kaplama cihazı	50
Resim 3.12. Taramalı elektron mikroskobu	51

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
°	Derece
°C	Santigrat derece
C	Karbon
Ca	Kalsiyum
K ₀	Krenchel faktörü
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
mm ²	Milimetre kare
Mpa	Megapascal
N/ mm ²	Newton/milimetre kare
nm	Nanometre
PO ₄	Fosfat
µm	Mikrometre

Kısaltmalar	Açıklamalar
4-META	4-metakriloksietil trimellitik asit
ACP	Amorf kalsiyum fosfat
AFM	Atomik kuvvet mikroskobu
Bis-EMA	Etoksilat bisfenol glikol dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol-A glisidil metakrilat
Bis-MEPP	2,2-Bis(4-metakriloksipolietoksifenil) propan
CEMA	n,n-siyanoetil-metilanilin
DHEPT	n- dihidroksi etil p-toluidin
DMAEMA	Dietilaminoetil metakrilat
DMAPE	4-n,n-dimetilaminofeniletanol

Kısaltmalar**Açıklamalar**

EDMAB	etil-4-dimetilamino benzoat
FGK	Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezin
GPDM	Gliserofosfat dimetakrilat
KFGK	Kısa Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezin
MDP	Metakriloksidesil dihidrojen fosfat
MDPB	12-metasiriloiloksidodesil piridinium bromid
MPTS	γ -metakriloksipropil trimetoksisilan
PLA	Polilaktik asit
PMMA	Polimetil metakrilat
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
Semi-IPN	Semi-interpenetrating polymer network
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TPO	Difenil fosfin oksit
UDMA	Üretan Dimetakrilat
UHMWPE	Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiber
UV	Ultraviyole

1. GİRİŞ

Kompozit rezinler; diş dokularına adezyonla bağlanmaları, manipülasyon kolaylığı, iyi mekanik özellikleri, estetik olmaları, kavite preparasyonlarının konservatif olması, tamir edilebilmeleri gibi birçok avantajı nedeniyle ön ve arka dişlerin restorasyonu için klinik uygulamada çok sık kullanılan materyaller haline gelmiştir. Ancak kompozit rezinlerin kırılma dayanımlarının düşük olması, özellikle yüksek stres alan bölgelerde kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Madde kaybı fazla olan dişlere yapılacak restorasyonlarda, bu materyallerin yetersiz kırılma dayanımları restorasyonların başarısızlık riskini arttırmaktadır. Restorasyon boyutu genişledikçe restore edilemez kırıkların meydana gelme ihtimali artmakta, restorasyon ömrü kısalmaktadır. Aşırı madde kaybının olduğu durumlarda kompozit rezinlerin kullanımını genişletmek için estetik özellikleri korurken özellikle yük taşıma kapasitesi ve aşınma direnci gibi mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi gerekmektedir. Bu amaçla rezin matriksin kısa fiberler ile güçlendirilmesi yönünde çalışmalar yapılmış ve kompozit rezinlerin mekanik sınırlandırmalarını aşmak için kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler geliştirilmiştir. Bu materyallerin kullanılmasıyla restorasyon üzerindeki yoğun yüklerin ürettiği stres, rezin matriks içerisindeki kısa fiberlere aktararak daha iyi dağıtılmaktadır. Yapısal olarak zayıflamış dişlerin geniş kaviteleri restore edilirken kavite taban materyali olarak kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin kullanımı restorasyonların kırılma dayanımını artırma eğilimindedir.

Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin, geleneksel kompozit rezinlere kıyasla yüzey pürüzlülükleri daha yüksek, aşınma dirençleri ve sertlikleri ise daha düşüktür. Bu nedenle üreticiler, bu kompozit rezinlerin yalnızca kavite taban materyali olarak kullanılmasını önermektedir. Restorasyonun ağız ortamına açılacak yüzeyleri 1–2 mm kalınlığında akışkan veya tepilebilir bir kompozit rezin ile restore edilerek örtülenmelidir. İki tabakalı yapıların en zayıf bölgesinin genellikle bağlanma ara yüzü olduğu bilinmektedir. Bu nedenle, bu ara yüzün kalitesi restorasyonun dayanıklılığı ve uzun ömürlülüğü açısından kritik öneme sahiptir. İki tabakalı kompozit restorasyonlarla en iyi performansın sağlanabilmesi için, bağlantı ara yüzü mümkün olan en yüksek kalitede olmalıdır.

Literatürde, kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitler ile geleneksel kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerine çok sayıda çalışma bulunmasına rağmen bu materyallerin birlikte kullanımını inceleyen araştırmalar oldukça sınırlıdır. Mevcut

bilgilerimiz ışığında literatürde kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin örtüleme için kullanılan kompozit rezinlere bağlanma dayanımlarını araştıran az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu tez çalışmasında, kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler ile bu materyallerin yüzeylerini örtülemek amacıyla kullanılan geleneksel kompozit rezinler arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildi. Ayrıca, oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ve yüzey pürüzlülüğünün bağlanma performansı üzerindeki etkisinin incelenmesi amacıyla kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlıkları ve yüzey pürüzlülükleri de ölçüldü. Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular doğrultusunda, uygun materyal kombinasyonlarının belirlenmesiyle restorasyonların klinik başarısının artırılması hedeflenmektedir. Doğru materyal seçimiyle restorasyon bütünlüğü korunabilir, uzun dönem dayanıklılığı arttırılabilir ve tekrarlayan restorasyon gereksinimi azaltılabilir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Diş çürüğü, ağız boşluğunun yaygın bir hastalığıdır [1]. Diş hekimliği, çürük ve periodontal hastalıkların önlenmesi; eksik, hasarlı veya tahrip olmuş sert ve yumuşak dokuların rehabilitasyonu ile ağız boşluğunun sağlığının korunması ve geliştirilmesine odaklanmaya devam etmektedir. Kavitasyonlu diş çürüklerinin tedavisinde, dişlerin orijinal formlarını geri kazandırmak ve fonksiyonunu iyileştirmek için uygun restoratif materyal kullanımı büyük öneme sahiptir. Belirli bir klinik durum için hangi biyomateriyallerin kullanılacağına dair karar verilirken her bir seçimin faydaları ve riskleri göz önüne alınmalıdır [2]. Bu nedenle, daha iyi restoratif materyaller ve teknikler sürekli olarak geliştirilmektedir [1].

Kompozit rezinler; diş dokularına adezyonla bağlanmaları, manipülasyon kolaylığı, üstün mekanik özellikleri, estetik olmaları, kavite preparasyonlarının konservatif olması, tamir edilebilmeleri gibi birçok avantajı nedeniyle ön ve arka dişlerin restorasyonu için klinik uygulamada en sık kullanılan materyaller haline gelmiştir [3, 4].

2.1.1. Kompozit rezinlerin tarihçesi

Diş hekimliğinde kullanılan diş rengindeki ilk restoratif materyal 1878 yılında Fletcher tarafından geliştirilen silikat simanlardır [5]. Silikat simanların zayıf mekanik ve kimyasal özellikleri sebebiyle 1945 yılında akrilik rezinler piyasaya sürülmüştür. Akrilik rezinlerin çözünürlükleri, silikat simanlara kıyasla daha düşük, renk stabiliteleri ise daha yüksektir. Polimerizasyon büzülmelerinin fazla olması, aşınma ve termal genleşme katsayılarının yüksek olması, marjinal sızıntıya ve pulpal hasara sebep olmaları gibi dezavantajlara sahiptirler [6].

1962'de Bowen, akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla Bis-GMA monomerini geliştirmiştir. Bis-GMA monomerinin kullanıldığı ilk kompozit rezinler kimyasal polimerizasyon gösteren, baz materyalin katalizör ile karıştırılmasını gerektiren iki pattan oluşan sistemlerdi. Bu karıştırma işlemi, iki patın her zaman standart oranlarda karıştırılamamasına ve renk stabilitesinde sorunlara yol açmıştır [5]. Karıştırma işleminden dolayı yüksek porozite riski taşıyan bu kompozit rezinleri geliştirmek amacıyla sisteme

ultraviyole (UV) fotobaşlatıcı eklenerek UV ışıkla polimerize olan tek patlı sistemler geliştirilmiştir [7]. 1970'lerde kullanılmaya başlanan bu kompozit rezinlerde karıştırma işleminin dezavantajları ortadan kaldırılmıştır. Ancak UV ışıkla polimerize olan bu kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğinin yüksek olmaması ve ultraviyole ışığın iyatrojenik yan etkileri sebebiyle günümüzde ultraviyole ışığın yerini görünür ışık (427-491 nm) almıştır [5].

Görünür ışıkla polimerize edilebilen kompozit rezinlerin piyasaya sürülmesinden sonra, estetik kaygıların zamanla artması ile kompozit rezinlerin posterior bölgede kullanımı artmıştır [8]. 1990'ların sonunda posterior dişlerde diş renginde restorasyon yapmak isteyen diş hekimleri için öncekilere kıyasla daha yüksek viskoziteye sahip tepilebilir kompozit rezinler tanıtılmıştır [9]. Günümüzde nanoteknolojinin dahil olmasıyla birlikte kompozit rezinlerin özelliklerinde önemli gelişmeler meydana gelmiş, mükemmel dayanıklılık, aşınma direnci ve estetiğe sahip materyaller geliştirilmiştir [10].

2.1.2. Kompozit rezinlerin yapısı

Tanım gereği kompozit; iki veya daha fazla bileşenden oluşan bir materyaldir [11]. Kompozit, içeriğindeki her bileşenin özelliklerini taşır ve bu da materyale gelişmiş özellikler sağlar [12]. Tipik olarak, bir kompozit rezin, organik matriks ve organik matrikse bağlanması için bağlayıcı ajan (ara faz) ile kaplanmış inorganik doldurucular içerir [11].

Organik matriks

Organik matriks fazı; monomer sistemi, polimerizasyon başlatıcılar, aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri ve ultraviyole stabilizatörlerden oluşur. Monomer sistemi kompozit rezinlerin omurgası olarak adlandırılabilir [5].

Kompozit rezinlerin organik matriksini oluşturan monomerlerin büyük çoğunluğu dimetakrilat bileşikleridir. Sıklıkla kullanılan iki monomer Bisfenol A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA) ve Üretan Dimetakrilattır (UDMA). Her iki monomerin de molekülünün iki ucunda bulunan reaktif karbon çift bağları, serbest radikal başlatıcılar tarafından başlatılan katılma polimerizasyon reaksiyonunu gerçekleştirir. Bazı kompozit rezinlerde hem Bis-GMA hem de UDMA monomerleri kullanılır [10] Sayfa:164.

Kompozit rezinlerde sıklıkla kullanılan Bis-GMA monomeri yüksek molekül ağırlığa sahiptir. Ancak bu monomer, viskozitesi fazla olduğu için manipülasyonu zorlaştırır. Bu nedenle klinik uygulamayı kolaylaştırmak amacıyla organik matrikse bu monomerleri seyrelterek viskoziteyi kontrol edici düşük molekül ağırlıklı bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), metil metakrilat (MMA) veya üretan dimetakrilat (UDMA) gibi monomerler eklenir [5]. Ancak bu monomerlerin oranı arttıkça materyalin polimerizasyon büzülmesi de artar ve marjinal sızıntıya sebep olarak buna bağlı farklı sorunlara yol açabilir [13].

Organik matrikste bulunan diğer bileşenler ise polimerizasyon başlatıcı-hızlandırıcı-inhibitör sistemlerdir.

Başlatıcı-hızlandırıcı sistemin rolü, monomerleri çapraz bağlayarak polimerizasyon reaksiyonunu gerçekleştirip materyali sertleşmiş bir kütle haline getirmektir. Polimerizasyon; ışık uygulamasıyla, kimyasal yolla ve hem ışık uygulamasıyla hem de kimyasal yolla (dual cure) gerçekleşebilir [10]. Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde, alfa di keton grubu olan kamforokinon, 4-n,n-dimetilaminofeniletanol (DMAPE) gibi bir tersiyer alifatik amin indirgeyici ajan ile kombine kullanılır. Kimyasal polimerize olan kompozit rezinlerde ise benzoil peroksit, bir aromatik tersiyer amin olan n,n-dihidroksietil-p-toluidin ile kombine kullanılır [5].

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde serbest radikal başlatıcı sistem, bir fotobaşlatıcı ve bir amin başlatıcıdan oluşur. Bu iki bileşen ışığa maruz kalmadığı sürece birbirleriyle etkileşime girmezler. Ancak, yaklaşık 468 nm dalga boyuna sahip mavi ışığa maruz kaldığında, fotobaşlatıcı uyarılır ve amin ile tepkimeye girerek serbest radikaller oluşturur. Bu serbest radikaller, zincir polimerizasyonunu başlatır. Kamforokinon, en yaygın kullanılan fotobaşlatıcılardan biridir ve 400-500 nm dalga boyu aralığındaki mavi ışığı absorbe eder. Kompozit rezinde ağırlıkça %0,2 veya daha az oranda bulunur. Kamforokinon ile etkileşime girebilecek birçok amin başlatıcı mevcuttur. Bunlardan biri, dimetilamino etil metakrilat (DMAEMA) olup, genellikle yaklaşık %0,15 oranında bulunur [13].

Yüksek reaktif moleküller olan aminler, zamanla oksitlenerek kompozit rezinin sararmasına yol açabilirler. Öte yandan “aminsiz” fotobaşlatıcı sistemler de mevcuttur [14]. Günümüzde, ışıkla polimerize olan kompozit rezinler başka fotobaşlatıcı sistemler de içerebilir. Lucirin

TPO (difenil (2,4,6-trimetil benzoil) fosfin oksit), bunlardan biridir. Polimerizasyon sürecini başlatmak için indirgeyici ajana ihtiyaç duymaz. Lucirin TPO'nun absorpsiyon dalga boyu aralığı 380-425 nm'dir. Bu fotobaşlatıcı renksizdir, kamforokinona kıyasla daha az sarı renkli polimerler oluşturur. Ayrıca iki serbest radikal üretebilmesi nedeniyle kamforokinondan daha etkilidir, polimerizasyon sürecini anında başlatır. Günümüzde kullanılan bir diğer fotobaşlatıcı, Ivocerin® adlı bir dibenzoil germanyum türevidir. Ivocerin®'in absorpsiyon aralığı 370-460 nm'dir [12]. Diğer germanyum türevleri gibi, Ivocerin® de en az iki radikal oluşturur. Nispeten kolay sentezlenebilir, düşük sitotoksositeye sahiptir ve mutajenik değildir [15].

DMAEMA, etil-4-dimetilamino benzoat (EDMAB), n,n-siyanoetil-metilanilin (CEMA) gibi hızlandırıcılar ise polimerizasyonun klinik olarak kabul edilebilir bir sürede gerçekleşmesini sağlamak amacıyla ilave edilir.

Hidrokinon, monometil eter gibi inhibitörler kompozit rezinlerin kimyasal stabilitesini korur ve raf ömrünün uzamasını sağlar [5]. Hızlandırıcı ve inhibitörlerin kompozit rezinlere ilavesiyle kompozit rezinlerin klinik çalışma zamanları kontrol edilir [10].

UV stabilizatörü olarak kullanılan 2-hidroksi-4-metoksi benzofenon ise 350 nm'den kısa dalga boylarındaki ışığı absorbe eder ve kompozit rezinin renk stabilitesini sağlar [5].

Kompozit rezinlerin içerisinde ayrıca genellikle metal oksitlerden oluşan pigmentler de bulunmaktadır [10].

İnorganik faz

İnorganik doldurucular, kompozit rezinin hacim veya ağırlık olarak büyük bir kısmını oluşturur. Doldurucuların işlevi, rezin matriksini güçlendirmek, uygun derecede translüsensi sağlamak ve polimerizasyon sırasında kompozit rezinin hacimsel büzülmesini kontrol etmektir. Doldurucu partiküller genel olarak kuvars, cam, seramik gibi minerallerin öğütülmesiyle elde edilmiştir.

Günümüzde çoğu kompozit rezinde, kolloidal silika, lityum-alüminyum silikat cam, baryum veya stronsiyum içeren silika camları gibi çeşitli silika esaslı cam doldurucular

kullanılmaktadır [16]. Çoğu cam doldurucu, baryum veya çinko gibi ağır metal oksitleri içerir. Böylece x-ışınlarına maruz kaldıklarında radyoopasite sağlarlar [10].

Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu oranı, materyalin klinik performansını belirler. Doldurucu oranının artması basma dayanımı, çekme dayanımı, elastisite modülü ve dayanıklılık gibi fiziksel ve mekanik özellikleri artırır. Doldurucuların hacimsel oranları %70'e yaklaştıkça, materyalin aşınma özellikleri ve kırılma dayanımı diş dokusuna benzer seviyelere yükselir [13].

Doldurucu oranı arttıkça kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi miktarı ve termal genişleme katsayısı azalır. Çünkü cam ve seramik doldurucular polimerlerden daha az hacimsel değişikliğe uğrarlar. Doldurucu oran ve boyutu materyalin viskozitesi ve dolayısıyla klinik manipülasyonunda oldukça etkilidir. Artan doldurucu oranı su emilimini azaltır. Materyal aşınma ve renklenmeye dayanıklı hale gelir. Doldurucu oranını artırmanın yolu partikül büyüklüklerinin dağılımıdır. Tek boyutta partikül içeren kompozit rezinlerde, doldurucu oranı ne kadar arttırılırsa arttırılsın, partiküller arası boşluklar kalmaktadır. Partiküllerin arasındaki boşluklara daha küçük boyuttaki doldurucuların eklenmesiyle boşluklar azaltılabilir. Böylece doldurucu oranı maksimize edilir. Ayrıca doldurucu partikül boyutlarının küçük olması materyalin estetik özelliklerine katkı sağlamaktadır [13].

Ara faz

İnorganik komponentler, organik polimerlere multifonksiyonel silan molekülleri ile bağlanır. Silan moleküllerinin bir ucunda bulunan metoksi grubu ($-OCH_3$), su varlığında silanol ($-Si-OH$) grubuna dönüşür. Silanol grubu, doldurucu partikül yüzeyindeki hidroksil grubuna bağlanarak siloksan bağları ($-Si-O-Si-$) oluşturur. Molekülün diğer ucundaki metakrilat grupları ise rezin matriksle kovalent bağlar oluşturarak bağlanma sürecini tamamlar [13].

İnorganik doldurucuların silanizasyonu, doldurucu ve matriks arasındaki stabil bağlanma materyalin özellikleri üzerinde etkilidir [17].

Kompozit rezinlerde genellikle bağlayıcı ajan olarak γ -metakriloksipropil trimetoksisilan (MPTS) gibi organosilanlar tercih edilmektedir [13].

2.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit resinler ilk olarak Lutz ve Phillips tarafından inorganik doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılmıştır. Ardından yazarlar kompozit resinleri doldurucu içeriğine, doldurucu boyutu ve yüzdelere, organik matriks bileşimine, polimerizasyon yöntemine ve viskozitelerine göre de sınıflandırmıştır. Ancak bu sınıflandırmalar materyalin özellikleri ile ilgili yeterince bilgi vermez [8, 18].

Doldurucu boyutu; cilalanabilirliği, estetik özellikleri, polimerizasyon derinliğini, polimerizasyon büzülmesini ve kompozit resinin fiziksel özelliklerini etkiler. Bir kompozit resinin doldurucu boyutu ve doldurucu yüzdesinin bilinmesi, belirli bir kompozit resinin mekanik özellikleri ve cilalanabilirliği hakkında ipuçları sağlamaktadır [19]. Bu yüzden sınıflandırmada sıklıkla doldurucu partiküller göz önüne alınır [20].

2.2.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve yüzdesine göre kompozit resinler

İlk geliştirilen kompozit resinlerin içerisindeki doldurucu partiküllerin çapı ortalama 10 ila 20 μm arasında olup, boyutları 50 μm 'ye ulaşan partiküller de içermekteydi. Başlangıçta, tüm ticari ürünlerin partikül boyutları yaklaşık olarak aynı aralıkta olduğu için sınıflandırmayı gerektirmemekteydi. Ancak, bitirme özelliklerini geliştirmek ve daha yüksek aşınma direnci sağlamak amacıyla formülasyonlar geliştikçe, giderek daha küçük doldurucu partiküller kullanılmaya başlanmıştır [18].

- Megafil Kompozitler: İnorganik doldurucu partikül boyutları 50-100 μm aralığındadır [21].
- Makrofil Kompozitler: Geleneksel kompozit resinler olarak da adlandırılan [22] makrofil kompozit resinlerin doldurucu partikül boyutları 10-100 μm aralığındadır [18]. Görece opaktırlar ve aşınma dirençleri düşüktür [10]. Cilalanması zor ve yüzey pürüzlülüğünü korumak neredeyse imkansızdır [22]. Ağırlıkça yaklaşık %75 inorganik doldurucu içerirler [23].
- Midifil Kompozitler: İnorganik doldurucu partikül boyutları 1-10 μm aralığındadır [18].

- Minifil Kompozitler: İnorganik doldurucu partikülleri ortalama 0,1-1 µm boyutlarındadır. Partikül boyutları daha küçük olduğundan makrofillere göre daha iyi cilalanırlar [13].
- Mikrofil Kompozitler: İnorganik doldurucu partikülleri 0.01–0.1 µm boyutlarındadır [18]. Doldurucu oranı ağırlıkça %45-55'tir. Bu materyaller çok iyi cilalanır ve estetik özellikleri gelişmiştir. Fakat düşük doldurucu oranı sebebiyle elastisite modülü düşüktür ve kuvvetin yüksek olduğu bölgelerdeki restorasyonlar için uygun değildir [23]. Bu kompozitlere “fine finishing” de denilmektedir. Daha küçük partikül boyutları, polimerize olmamış organik matrikste viskozitenin artmasıyla sonuçlanmıştır. Viskoziteyi düşürmek için daha fazla seyreltici monomer eklenmesini gerektirir. Viskozite sorununu aşmak amacıyla önceden polimerize edilmiş “prepolimerize” kompozit rezin 1- 20 µm boyutlarında toz haline getirilerek polimerize edilmemiş materyale eklenmiştir. Bu prepolimerize partiküler kompozit rezin ile kimyasal olarak bağlanır ve daha iyi özelliklere sahip yeni bir materyal meydana gelir. Bu tip kompozit rezinler “heterojen mikrofil (veya organik dolduruculu mikrofil)” olarak adlandırılırlar. Modifiye edilmeyen kompozit rezinler ise “homojen mikrofil” olarak bilinirler [18].
- Hibrit Kompozitler: Hibrit kompozit rezinler, içeriğinde farklı boyutlarda doldurucu partikülleri bir arada bulunduran materyallerdir. Günümüzde hibrit materyaller mikrohibrit ve nanohibrit olarak alt gruplara ayrılabilir [23]. Farklı partikül boyutlarının karışımını içeren bu kompozit rezinlerde isimlendirme, içeriğinde en fazla oranda bulunan partikül boyut aralığına göre yapılır [18].

Yüksek doldurucu oranı, çok küçük doldurucu partiküllerin nanokümeler halinde bir araya gelmesiyle sağlanır. Bu kompozit rezinler küçük ve büyük boyuttaki partiküllerin bir araya gelmesiyle yüksek doldurucu oranına sahip olup, yüksek aşınma direnci ve iyi cilalanabilme özellikleri gösterirler [23]. Partiküllerin dağılımı sayesinde klinik uygulamayı zorlaştırmadan doldurucu oranının artması sağlanır [10], böylece materyaller mükemmel manipülasyon karakteristiği ve estetik özelliklere sahip olur [23].

İnorganik doldurucu oranları ağırlıkça %75 ile %80 arasında değişmektedir. Giderek daha küçük partikül boyutlarına sahip materyaller üretilmektedir. Güncel materyallerde partikül boyutları en fazla 1 – 2 mikron aralığındadır. Böylece; dayanıklı, iyi cilalanabilir, aşınma direnci yüksek materyaller elde edilmektedir. Bu sınıflamadaki kompozit rezinler arasındaki birçok ürün geniş renk aralığı sunar [23].

- Nanofil Kompozitler: Nanofil kompozit rezinlerin içeriğindeki tüm doldurucu partiküllerin nanometre boyutunda olması gerekmektedir. Fakat bu terim, materyaller tanımlanırken zaman zaman yanlış kullanılmaktadır. Günümüzde nanopartiküller içeren iki tip kompozit rezin bulunmaktadır.
 - Nanofil kompozitler: Bu tür kompozit rezinler, tamamı nanometre boyutlarında (1-100 nm) inorganik doldurucu partikülleri içerir. Kompozit rezin içeriğinde daha büyük boyutta partiküller bulunmaz.
 - Nanohibrit kompozitler: Bu kompozit rezinler, nanometre boyutlarında doldurucu partiküllerle birlikte daha büyük boyutlarda doldurucu partiküller (0,4 ila 5 mikron) de içermektedir. Bu nedenle, hibrit materyallerdir. Nanofil olarak kabul edilmezler.

Bu kompozit rezinlerin yapısında iki tip nanopartikül kullanılır. Birincisi nanomerik partiküllerdir. Bunlar organik matrikse teker teker dağılan, bir araya toplanmamış zirkonya ve silika partikülleridir. Nanopartiküllerin yüzeyi silanlanarak kompozitin polimerizasyonundan sonra rezin matriksle bağlanması sağlanır. Ancak yalnızca nanomerik partiküller kullanılarak yüksek doldurucu oranına sahip kompozit rezinler üretildiğinde materyalin reolojik özellikleri oldukça zayıf olur. Bu dezavantajın önüne geçmek amacıyla nanokümeler (nanocluster) olarak adlandırılan ikinci tip nanopartikül sentezlenmiştir. Nanokümeler, nanomer oksitlerin sinterlenerek bir araya gelmesiyle meydana getirilir. Bu kümeler yalnızca silika sol-jellerinden sentezlenebildiği gibi, silika ve zirkonya oksitlerini birlikte de içerebilir. Nanokümeler oluşturmak için kullanılan nanomer partiküllerinin boyutu 5 ila 75 nm arasında değişmektedir [10].

Nanofil kompozit rezinlerin inorganik doldurucu oranı yaklaşık olarak ağırlıkça %78'dir. Yüksek doldurucu oranı, posterior bölgede oklüzal strese maruz kalan restorasyonlar için materyalin gerekli mekanik özellikleri karşılamasını sağlar [13]. Bu kompozit rezinlerin mekanik dayanımının yanında başka bir özelliği de yüzey pürüzsüzlüğünü koruyabilmesidir. Hibrit kompozitlerde yüzeyden kopan daha büyük partiküller yüzey pürüzlülüğünün artmasına sebep olurken nanofillerde bu durum söz konusu değildir. Çünkü yüzeyden kopan parçacıklar matriksle benzer oranda aşınır. Böylece yüzeyin parlaklığı uzun süre korunur [10].

2.2.2. Viskozitelerine göre kompozit rezinler

Doldurucu partiküllerin boyut, dağılım ve morfolojilerindeki değişiklikler farklı klinik uygulama özelliklerine sahip kompozit rezinlerin üretilmesiyle sonuçlanmıştır [18].

Düşük viskoziteli (akışkan) kompozit rezinler: Bu materyallerin içeriğindeki inorganik doldurucu partiküller boyut ve dağılım olarak hibrit kompozitlere benzer olsa da, doldurucu oranları daha düşüktür [18]. Hacimce %42-53 doldurucu içerirler [10]. Bu da rezin matriks miktarının artmasına ve viskozitenin azalmasına olanak tanır [18]. Düşük viskozite, materyalin kolayca akmasına, homojen bir şekilde yayılmasına ve kavite formuna uyum sağlamasına yardımcı olur. Bu da klinisyene ulaşılması zor alanlarda manipülasyon kolaylığı sağlar [13]. Klinik uygulama alanları oldukça geniştir. Doldurucu oranı daha az olanlar pit ve fissür örtücü olarak, ön dişlerin küçük restorasyonlarında kullanılabilir. Daha yüksek doldurucu oranı içerenler ise Sınıf I, II, III, IV ve V restorasyonların konservatif kavite işlemlerinde önerilmektedir. Ancak genel olarak, akışkan kompozitlerin mekanik özellikleri standart hibrit kompozitlere göre daha düşüktür [18]. Bu yüzden yüksek stres alan bölgelerde kullanımları önerilmez [16].

Yüksek viskoziteli (tepilebilir/kondanse edilebilir) kompozit rezinler: Esasen büyük doldurucular eklenmiş hibrit kompozit rezinler olan bu materyaller, üreticiler tarafından amalgam benzeri klinik manipülasyona sahip olması için tasarlanmıştır [23]. Hacimce %66-70 oranında doldurucu içerirler [10]. Yüksek viskoziteli kompozit rezinlerin mekanik özellikleri gelişmiş olduğu için yüksek stres alan arka dişlerdeki Sınıf II restorasyonlar için uygundur. Ancak estetik özellikleri zayıftır. Opasiteleri fazladır ve cilalanabilme özellikleri düşüktür. Geniş renk seçenekleri yoktur. Bu kompozit rezinler doldurucu oranının artırılmasıyla üretilmiştir. Fakat doldurucu oranını arttırmak kolay bir işlem değildir. Çünkü birçok kompozit rezinin doldurucu oranı hali hazırda maksimize edilmiştir. Daha fazla doldurucu eklenmesi kompoziti daha kırılğan bir materyal haline getirir ve çatlaklara sebep olur. Bu durumu önleyerek doldurucu oranını artırmanın birkaç yolu bulunmaktadır. Bunlar; partikül boyut aralığını artırmak, partiküllerin birbirlerine kenetlenmelerini sağlamak ve birbirleri arasından akmalarını zorlaştıracak şekilde partikül morfolojilerini değiştirmek, Bis-GMA üzerindeki hidroksil gruplarının hidrojen ile değiştirilmesi gibi rezin matriksin daha güçlü moleküller arası çekim kuvveti yaratacak şekilde modifiye edilmesi reolojik özellikleri kontrol edici maddelerin eklenmesi olarak sıralanabilir [16].

2.2.3. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler (self-cure): İlk geliştirilen kompozit rezinlerin polimerizasyonu kimyasal olarak başlamaktaydı [23]. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler, biri benzoil peroksit başlatıcı, diğeri ise n,n-dimetil-p-toluidin gibi aromatik tersiyer amin aktivatörü içeren iki pat formundaydı. Bu iki patın karıştırılmasıyla, amin ile benzoil peroksit reaksiyona girerek serbest radikaller oluşturmakta ve katılma polimerizasyon reaksiyonu başlamaktaydı [13]. Bu kompozitlerin çalışma zamanları kısıtlıydı ve renk stabiliteeleri kötüydü. İçerdikleri tersiyer aminler materyalin uzun dönemde sarı-turuncu renk değişimine sebep olmaktadır [23].
- Işıkla polimerize olan kompozitler: Kimyasal aktivasyonun yol açtığı sorunların üstesinden gelmek için, karıştırma gerektirmeyen ve polimerizasyonu ışık kaynağı ile aktive olan kompozit rezinler geliştirilmiştir. Kompozit rezinler ilk olarak UV ışıkla polimerize edilmiştir. Günümüzde polimerizasyonda görünür ışık kullanılmaktadır. Işıkla polimerize olan kompozit rezinler, ışık geçirmeyen bir tüp içinde tek bir pat halindedir. Bu patın içinde, bir fotobaşlatıcı ve bir amin başlatıcıdan oluşan serbest radikal başlatıcı sistem bulunur. Bu iki bileşen ışığa maruz kalmadığı sürece birbirleriyle etkileşime girmez. Işığa maruz kaldığında, fotobaşlatıcı uyarılmış hale geçer ve amin ile etkileşerek katılma polimerizasyonunu başlatan serbest radikaller oluşturur [13]. Kompozit rezinin çalışma zamanı kontrol edilebilir ve renk stabiliteeleri iyidir [23].
- Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozitler: Işığın az ulaşabildiği bölgelerde polimerizasyonun yetersizliği problemini önlemek için üretilmişlerdir. Bu kompozit rezinler biri benzoil peroksit, diğeri ise aromatik tersiyer amin hızlandırıcı içeren iki pat halindedir. Bu patlar, karıştırıldıklarında çok yavaş sertleşecek şekilde formüle edilmiştir. Polimerizasyon ışıkla hızlandırılır [13]. Işık yokluğunda da kimyasal olarak yavaş bir şekilde devam eder. Genellikle siman ve kor materyali olarak kullanılır [23].

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunu etkileyen faktörler

Polimerler; C, O, N, H gibi metal olmayan elementlerin kovalent bağlarla bağlanmasıyla oluşan uzun moleküllerdir. Polimerleri oluşturan tanımlanabilir alt birimlere monomer adı verilir. Bu monomerlerin polimer oluşturma sürecine ise polimerizasyon denir. Çoğu

polimer, polimer zincirindeki ana monomerin adına "poli" ön eki eklenerek adlandırılır. Yaygın bir örnek, metil metakrilat monomerinin polimetilmetakrilata dönüşmesidir [18].

Polimerlerin sınıflandırılması konusunda geçmişten günümüze süregelen ve hala devam eden önemli bir karmaşa mevcuttur. Polimer biliminin gelişimi sürecinde iki temel sınıflandırma yöntemi ortaya çıkmıştır.

Birinci sınıflandırma polimerlerin yapısına dayanır ve bu sınıflandırmada polimerler, kondenzasyon ve katılma (addition) polimerleri olarak ikiye ayrılır. İkinci sınıflandırma ise polimerizasyon mekanizmasına dayanır ve polimerizasyon süreçleri basamaklı (step) ve zincir (chain) polimerizasyon olarak ikiye ayrılır.

Karmaşa, bu iki sınıflandırmanın çoğu zaman birbirinin yerine kullanılmasıyla ortaya çıkar. Kondenzasyon ile basamaklı terimleri ve benzer şekilde katılma ile zincir terimleri genellikle eş anlamlı kullanılır. Bunun nedeni, çoğu kondenzasyon polimerinin basamaklı polimerizasyonla ve çoğu katılma polimerinin zincir polimerizasyonu ile meydana gelmesidir. Ancak bu durum her zaman geçerli değildir.

Kondenzasyon-katılma sınıflandırması polimerlerin yapısına dayanırken; basamaklı-zincir sınıflandırması polimerizasyon sürecinin mekanizmasına dayanmaktadır [24]. Kondenzasyon polimerlerinden farklı olarak, bir katılma polimerinin tekrarlayan birimi monomerle aynı bileşime sahiptir [24].

Zincir polimerizasyon reaksiyonu şu aşamaları içerir:

- Aktivasyon: Serbest radikaller, eşleşmemiş bir elektrona sahip olan ve kovalent bağ oluşturmak için başka bir elektron arayan atomlardır. Birçok farklı serbest radikal türü vardır. Ancak bunların tamamı aktif hale gelebilmek için; ısı, kimyasal polimerize olan sistemlerde amin indirgeme ajanı veya elektromanyetik radyasyon (ultraviyole ışık, görünür mavi ışık veya mikrodalga enerjisi) gibi harici bir enerji kaynağına ihtiyaç duyarlar. Polimerizasyonun ilk adımı, bu serbest radikal türlerinin aktivasyonunu içerir.
- Başlatma: Kompozit rezinlerde, aktif hale gelen serbest radikaller monomer molekülündeki metakrilat gruplarının elektron açısından zengin karbon-karbon çift

bağlarını hedef alır. Bu çift bağlar, bir elektronunu yeni oluşan radikale bırakır. Diğer elektron ise serbest radikal olarak görev yapar. Bu işleme "başlatma" (initiation) denir.

- Yayılma: Oluşan radikal daha sonra komşu monomer molekülündeki başka bir karbon çift bağını arar; çift bağ elektronlarından birini alarak iki monomer molekülü arasında yeni bir kovalent bağ oluşturur. Yeni eklenen monomer, eşleşmemiş bir elektrona sahip olur ve tüm polimer zincirini yanında getirerek, reaksiyona girebileceği daha fazla elektron açısından zengin karbon çift bağları arar. Her yeni monomerin zincirin ucuna eklenmesiyle, polimer zinciri uzamaya devam eder. Bu sürece "yayılma" (propagasyon) adı verilir.
- Sonlanma: Zincir uzadıkça moleküler ağırlık da artar ve bu da polimer zincirinin hareket kabiliyetini azaltır. Ayrıca çevredeki rezin, sıvı halden jel bir forma geçtikçe, reaksiyona giren moleküllerin hareketliliği azalır. Difüzyon kontrolü devreye girer ve büyüyen polimer zincirinin reaksiyona girmemiş metakrilat monomerlerini bulup bağlanma yeteneği azalır, böylece polimerizasyon hızı düşer. Bu fenomene oto-yavaşlama (auto-deceleration) denir. Sonunda polimerleşmiş rezin katı hale gelir ve zincirin büyümesi daha da engellenir. Bu noktada, farklı polimer zincirlerinden gelen iki serbest radikal ucunun karşılaşıp kovalent bağ oluşturma olasılığı artar. Bu gerçekleştiğinde, zincir uzunluğunun daha fazla artması imkansız hale gelir ve bu aşama "sonlanma" (terminasyon) olarak adlandırılır [25].

Reaksiyonun yavaşlamasıyla birlikte tüm karbon çift bağları tamamen reaksiyona giremez [26]. Tüm reaktif bölgeler polimer matrikse dahil edilmediğinden, polimerizasyon reaksiyonu hiçbir zaman tam anlamıyla tamamlanmaz. Polimerizasyondan kaçan ve her iki reaktif bölgesi de reaksiyona girmemiş olan monomerler, "artık monomer" olarak adlandırılır. Bu monomerler, restorasyon yerleştirildikten sonra serbest hale geçerek salınabilir ve potansiyel olumsuz etkilere yol açabilir [27].

Kompozit rezin, ilk kez ışık kaynağına maruz kaldığında polimerizasyon süreci başlar. Yüksek yoğunluklu bir ışık kaynağıyla polimerizasyon saniyeler içinde gerçekleşir. Işık uygulandıktan sonra kompozit sert ve tamamen polimerize olmuş gibi görünse de polimerizasyon reaksiyonu 24 saat boyunca devam eder. Yapılan çalışmalar, restorasyon kütlelerinin yaklaşık %25'inin reaksiyona girmediğini göstermektedir. Bazı kompozitlerde nihai fiziksel özellikler, reaksiyonun başlamasından yaklaşık 24 saat sonra tam olarak oluşsa da polimerizasyon işlemi tamamlandıktan hemen sonra yeterli mekanik dayanım sağlanır.

Bu sayede restorasyon hemen bitirilebilir, aşındırıcılarla cilalanabilir ve fonksiyonel hale getirilebilir [10].

Farklı ışık cihazlarının veya ışığın farklı modlarda kullanılmasının, polimerlerin çapraz bağlanma miktarını değiştirebileceği bilinmektedir. Bu durum, çözücüler, gıda maddeleri ve enzimlerin aynı kompozit rezin üzerindeki etkilerinin farklılık göstermesine yol açabilir. Çünkü bu etkiler, rezinin ışıkla nasıl polimerize edildiğine bağlı olarak değişebilir [25].

Metakrilat bazlı kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında, viskoz materyal, metakrilat gruplarındaki çift bağların ($C=C$) tek bağlara dönüşmesiyle kademeli olarak rijit bir materyal haline gelir. Bu çift bağların tek bağlara dönüşmesinin yüzde olarak karşılığı, "dönüşüm derecesi" olarak adlandırılır [26]. Bis-GMA benzeri matrikslere sahip restoratif materyallerin dönüşüm derecesi genellikle yalnızca %65 civarındadır [18]. Yetersiz ışık uygulandığında, kompozit rezin tam anlamıyla polimerize olamaz. Polimerize olmuş ve olmamış kompozit rezin arasındaki sınır ise "polimerizasyon derinliği" olarak adlandırılır [25].

Kompozit rezin kalın tabakalar halinde uygulanırsa, kavitenin derin bölgelerinde yeterli polimerizasyon sağlanamayabilir. Bu da zayıf polimerize olmuş materyalin oluşmasına neden olarak restorasyonun dayanıklılığını, mekanik, fiziksel ve biyolojik özelliklerini olumsuz etkileyebilir [28].

Polimerizasyon derinliği; rezin kompozisyonu, partikül morfolojisi, fotobaşlatıcı konsantrasyonu, uygulanan ışık şiddeti ve süresi, ortam sıcaklığı ve oksijen maruziyeti gibi pek çok faktörden etkilenmektedir [29].

Kompozitin rezin materyalin kendisi de polimerizasyon sürecini etkiler. Doldurucu partiküller ışığı saçma eğilimindedir. 0,1 ila 1 μm aralığındaki daha küçük doldurucu partiküller ışıkla daha fazla etkileşime girer ve saçılmayı en üst düzeye çıkarır. Bu nedenle 1,5-2 mm'den kalın tabakaların tek seferde polimerize edilmemesi önerilir [18].

Çürüğün uzaklaştırılmasından sonra renklenmiş diş dokularını maskelemek amacıyla kullanılan daha opak ve daha fazla pigment içeren kompozit rezinler kullanılmaktadır [10]. Daha koyu renklendiriciler ışığı absorbe etme eğilimindedir [18] ve daha açık, translüsensisi

yüksek kompozit rezinlere kıyasla daha sığ bir polimerizasyon derinliğine sahiptir [10, 30]. Bu gibi durumlarda, klinik başarı için daha uzun ışık uygulama süreleri ve daha sığ tabakalarla uygulama yapılması gerekir [10].

Polimerizasyonun tamamlanması açısından kritik faktörlerden biri yüzeydeki ışık yoğunluğudur. Optimum ışık maruziyeti sağlamak için ışık kaynağının ucu yüzeye 1 mm mesafede tutulmalıdır. Daha opak renk tonları ışık geçirgenliğini azaltarak yalnızca minimum derinliklerde (1 mm) polimerizasyon sağlar. Çoğu ışık cihazı için standart ışık uygulama süresi 20 saniyedir. Genel olarak, ışık kaynağının restorasyon yüzeyine doğrudan temas ettiği varsayıldığında, açık renkli bir kompozit rezini 2-2,5 mm derinliğe kadar polimerize etmek için bu süre yeterlidir. Ancak dişin anatomisi ışık kaynağının restorasyon yüzeyine yakın yerleştirilmesini engelleyebilir. Bu nedenle bu gibi durumlarda, 40 saniyelik bir ışık uygulama süresi, tüm derinliklerde polimerizasyon derecesini artırmak ve koyu renk tonlarında yeterli polimerizasyonu sağlamak için gereklidir [10].

Işık kaynağının ucu restorasyon yüzeyine mümkün olduğunca yakın tutulmalıdır. Işık kaynağının ucu yüzeyden uzaklaştıkça polimerizasyon verimliliği önemli ölçüde azalır. Çünkü, ışık yoğunluğu, ışık kaynağı ile kompozit rezin arasındaki mesafenin karesiyle ters orantılı olarak azalır. Ayrıca ışık kaynağının ucunun kompozit ile kontamine olmaması sağlanmalıdır. Bu durumda sonraki kullanımlarda ışık kaynağının verimliliği düşecektir. Eksik polimerizasyon riskini önlemek için, ışık uygulama süresi önerilen süreden daha kısa olmamalıdır [16].

Her hasta için uygun polimerizasyon süresine karar verirken, ışık kaynağının doğrudan erişimi, ışık cihazının ucunun kavitenin tabanına olan mesafesi ve ışık cihazının çıkış gücü ve ışık yoğunluğu değerlendirilmelidir [30].

Oksijen inhibisyon tabakası

Polimerizasyon sürecinin ilk aşamasında, ortamdaki oksijenin serbest radikallerle tepkimeye girme eğilimi, monomer molekülünün serbest radikallerle reaksiyona girme eğiliminden çok daha yüksektir [13]. Bu süreçte atmosferdeki oksijen, sıvı rezin içerisine difüze olur [10] ve serbest radikalleri oksitleyerek, monomere karşı düşük reaktiviteye sahip stabil bölgeler olan peroksitlere dönüştürür. Böylelikle polimerizasyon reaksiyonu yavaşlar veya durur [31].

Sonuç olarak, polimerize tabakanın yüzeyinde, polimerize olmamış bir monomer tabakası kalır [10, 13]. Kompozit rezinin yüzeyinde meydana gelen rezinden zengin bu tabaka [32], “oksijen inhibisyon tabakası” olarak adlandırılır [31]. Oksijen inhibisyon tabakası, esas olarak reaksiyona girmemiş monomerlerden oluşur ve sıvı benzeri bir kıvama sahiptir [33].

Oksijenin polimerizasyon sürecini engelleyici etkisinin farkında olmak önemlidir [34]. Son kompozit rezin tabakası yerleştirildiğinde yüzeyde meydana gelen oksijen inhibisyon tabakası bitirme ve polisaj işlemleriyle kaldırılmazsa, restorasyonun kısa sürede renklenmesine sebep olur [16, 32]. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında oksijenle temasını önlemek için yüzeyi şeffaf bir bant ile kapatmak yaygın bir klinik uygulamadır. Böylece, yüzeyde oksijen inhibisyon tabakası oluşması engellenmektedir [34].

Önceki çalışmalar, kompozit rezinlerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının ~4-40 µm arasında değiştiğini göstermiştir [32]. Oksijen inhibisyon tabakası kalınlığını etkileyen faktörler; monomerin kimyasal kompozisyonu, monomerdeki oksijen çözünürlüğü, oksijen tüketim oranı, radikal konsantrasyonu, doldurucu partikül morfolojisi ve sıcaklığı, kompozit rezinin viskozitesi, kullanılan başlatıcı sistem olarak sıralanabilir [13, 32, 35].

Gauthier ve arkadaşları, viskozitenin azalması ile oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının arttığını bildirmişlerdir [35]. Bunun sebebi viskozite arttıkça rezin içindeki oksijen difüzyon hızının azalması olabilir [36]. Işık yoğunluğunun ve fotobaşlatıcı konsantrasyonunun artması ise oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının azalmasına neden olur [32, 35].

Geniş kavitelerin kompozit rezin ile restorasyonunda tabakalar arası bütünlük, restorasyonun mekanik özellikleri açısından önem arz etmektedir [32]. Oksijen inhibisyon tabakasının kalınlığı hem tabakanın kendi bütünlüğü hem de tabakalar arası bağlantının kalitesi açısından kritik öneme sahiptir [31].

Tabakalar arasındaki bütünlüğün, rezinden zengin tabaka varlığında, yokluğuna göre daha gelişmiş olacağı beklenmektedir. Çünkü birbirine nüfuz eden ağlar içerisinde yeni kimyasal bağlar oluşması daha kolaydır. Nitekim birçok çalışma kompozit rezin tabakaları arasındaki bağlanma dayanımını artırmak için oksijen inhibisyon tabakasının gerektiğini ileri sürmektedir [32, 37]. Oksijen inhibisyon tabakası, tabakalama tekniği sırasında kompozit rezin tabakalarının birbirine bağlanmasını kolaylaştırarak avantaj sağlar [10, 16]. Ancak bu

tabakanın bağlanma dayanımına önemli bir katkı sağlamadığı veya zararlı etkilere sebep olduğunu, polimerizasyonu engellediği ve dönüşüm derecesini düşürdüğünü, tabakalar arası adezyon sorununa yol açtığını öne süren çalışmalar da mevcuttur [31, 32, 37].

Bu konuda birçok araştırma yapılmasına rağmen tabakanın bağlanma dayanımını nasıl etkilediğine dair sonuçlar tutarsızdır [33]. Dolayısıyla daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir [37].

2.3. Güncel Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerin, ana monomer bileşenleri olarak genellikle Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA gibi dimetakrilat monomerleri kullanılmaktadır. Ancak; viskoziteyi azaltmak ve manipülasyonu kolaylaştırmak, polimerizasyon büzülmesini ve/veya streslerini azaltmak, dönüşüm derecesini artırmak ve estetiği iyileştirmek gibi amaçlarla birçok varyasyon geliştirilmiştir [16].

2.3.1. Ormoserler

Ormoser, “organik olarak modifiye edilmiş seramik” anlamına gelen bir kısaltmadır. Bu materyaller, inorganik silanize doldurucu partiküllere ek olarak inorganik-organik kopolimerler içerir. Ormoserler, üç boyutlu çapraz bağlı kopolimerler olarak tanımlanır. Bu materyallerdeki polimerizasyon olanaklarının fazlalığı, ormoserlerin artık monomer bırakmadan polimerize olmasını sağlayarak, dokularla daha yüksek biyouyumluluk göstermesine katkıda bulunur. Ormoser, geleneksel kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin neden olduğu sorunları aşmak amacıyla formüle edilmiştir [38].

Bu materyallerin polimerizasyon büzülmesi düşüktür, biyouyumlulukları yüksektir, iyi manipülasyon özellikleri bulunmaktadır ve mükemmel estetik özelliklere sahiptir [13].

2.3.2. Giomerler

Giomer, kompozit ve cam iyonomer simanların avantajlarını bir araya getiren bir restoratif materyaldir [39]. Flor alüminosilikat cam ile polialkenoik asidin su varlığında gerçekleşen asit-baz reaksiyonu yoluyla üretilen önceden reaksiyona girmiş partiküller (Pre-Reacted Glass ionomer” (S-PRG)) [40], bir rezin matriks içine dahil edilir [39]. Bu sayede cam

iyonomer simanlarının flor salımı ve yeniden şarj olabilmeye özelliklerine sahip olurlar [41]. Flor salımı için suya ihtiyaç duyarlar [41]. Giomerler ışıqla polimerize edilir ve diş yapılarına bağlanabilmek için bir adeziv sistem gerektirirler [39]. Giomerler hidrofilik yapıları ve yüksek su emme kapasiteleri sebebiyle renklenme eğilimi yüksek materyallerdir [41].

2.3.3. Siloranlar

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla siloran adı verilen yeni bir monomer sistemi geliştirilmiştir. Siloran ismi, kimyasal yapı taşları olan siloksan ve oksiran (epoksi olarak da bilinir) kelimelerinin birleşiminden oluşmaktadır. Siloksan, kompozit rezine hidrofobiklik kazandırır [10]. "Epoksi" terimi ise, üç üyeli bir "oksiran" halkası içeren oksijen bazlı halka yapısındaki molekülleri ifade eder. Epoksi rezin formülasyonları farklı bir polimerizasyon mekanizması olan "katyonik polimerizasyon" yoluyla polimerize olur. Polimerizasyon süreci, halka açılmasını içerir, bu da daha düşük polimerizasyon büzülmesi ile sonuçlanır. Reaktif türlerin gecikmeli olarak tüketilmesi, polimerizasyon süresince gerilim gevşemesine olanak tanıyabilir ve bu sayede polimerizasyon büzülme stresini azaltabilir. Siloran, mevcut metakrilat kompozitlerle karşılaştırılabilir mekanik özelliklere sahiptir. Ancak daha düşük su emme kapasitesi, iyileştirilmiş reaktivite, daha düşük polimerizasyon stres oranları sunar [16]. Siloranların, klinik uygulama sırasında diş yüzeyine bağlanabilmeleri için yüksek oranda hidrofobik olan siloran matriksiyle uyumlu iki aşamalı self etch bir adeziv sistem olan siloran adeziv sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile birlikte kullanılması önerilir [10, 42].

2.3.4. İyon salabilen kompozit rezinler

Sekonder çürük riskini azaltmanın olası bir yolu olarak antimikrobiyal aktiviteye sahip restoratif materyallerin geliştirilmesi hedeflenmiştir. İlk girişimler dimetakrilat rezinlere remineralizasyon için iyon kaynağı olarak kalsiyum ortofosfat partiküllerinin eklenmesine yönelikken, yakın zamanda amorf kalsiyum fosfat (ACP) nanopartikülleri içeren ortodontik simanlar ve sealantlar piyasaya sunulmuştur [43].

Kalsiyum ve fosfat (Ca-PO_4) partikülleri, kompozit rezinlerde doldurucu olarak kullanılmış ve ortaya çıkan kompozit rezin, hidroksiapatiti $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$ oluşturabilecek kalsiyum

(Ca) ve fosfat (PO_4) iyonlarını serbest bırakmıştır. Ca- PO_4 içeren kompozitlerin *in vitro* olarak mine ve dentin lezyonlarını remineralize edebildiği gösterilmiştir. Ancak, bu kompozitlerin eğilme dayanımı oldukça düşüktür [44]. Ca ve PO_4 iyonları salan restoratif materyaller mekanik olarak nispeten zayıftır ve fazla stres taşıyan restorasyonlarda kullanılamazlar [44].

Bu kompozit rezinlerin "akıllı" olması, yani pH düştüğünde çürük önleyici iyonların salımının artması arzu edilir. Düşük pH ile tetiklenen iyon salımı, akıllı kompozit restorasyona komşu diş dokularında demineralizasyonun önlenmesine yardımcı olabilir [44].

2.3.5. Antibakteriyel içerikli kompozit rezinler

Kompozit rezinlere antibakteriyel bir bileşenin eklenmesi, doldurucu partiküllerde veya rezin matriksinde yapılan modifikasyonlarla sağlanabilir. Bu kompozit rezinlerde kullanılan yöntem, eklenen bileşenlerin serbestleşebilir olup olmamasına göre ikiye ayrılır.

Serbestleşebilir ajanlar, zamanla kademeli olarak serbest bırakılarak antibakteriyel etki sağlar. Ancak serbestleşen bileşenlerin dezavantajları; materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkiye sebep olabilmeleri, materyal yapısında meydana gelen porozite artışı, sınırlı etki süresi ve difüzyon hızının kontrol edilmesinin zor olması nedeniyle çevredeki dokulara olası toksisite riskidir. Bu amaçla kompozit rezinlere eklenen antibiyotikler, florür, klorheksidin, gümüş iyonları, iyot ve kuaterner amonyum bileşikleri gibi çözünebilir antibakteriyel maddeler düşük moleküler ağırlığa sahiptir [45].

Serbestleşebilir olmayan ajanlar ise rezin matriks içinde sabit kalarak bakteri üremesine karşı etki gösterir. Kompozit rezinlere plak birikimine ve tekrarlayan çürüklere karşı inhibitör özellikler kazandırmak amacıyla eklenen ajanlardan biri 12-metasiriloiloksidodesil piridinium bromid (MDPB)' dir [46]. MDPB içeren kompozitlerin antibakteriyel etkisi, serbestleşebilen antibakteriyel ajanlara kıyasla daha zayıftır [45].

2.3.6. Kendini onarabilen (self-healing) kompozit rezinler

Kompozit rezinlerin kırılma sıklığını azaltmaya yönelik özelliklerinin iyileştirilmesi istenmektedir. Restorasyonda meydana gelebilecek çatlakları önlemek amacıyla,

mikroyapının güçlendirilmesi ve matriks ile doldurucu partikül arayüzünün modifikasyonu daha önce incelenmiştir. Bu bağlamdaki gelişmelerden biri kendini onarabilen polimer sistemlerin geliştirilmesidir. Bu sistem polimerize olabilir sıvı içeren kapsüllerin (TEGDMA ve dihidroksi etil p-toluidin (DHEPT)) kompozit rezinlere eklenmesine dayanmaktadır. Polimer matriksinde oluşan çatlağın ilerlemesi bu kapsülleri kırar. İçlerindeki sıvı serbest kalır ve polimer matriks içinde bulunan katalizör (benzoil peroksit) ile temas ettiğinde bu sıvıların polimerizasyonunu tetikleyerek çatlağı onarır [47].

Reaktif TEGDMA'nın *in situ* polimerizasyonu, tersiyer amin aktivatörü DHEPT ve başlatıcı benzoil peroksit tarafından tetiklenen serbest radikal başlatma mekanizması ile gerçekleşir. Literatürde kırılmış yüzeylerde polimer filmlerinin oluştuğu gösterilmiştir. Bu bulgu, mikro kapsüllerin yırtıldığını ve onarıcı sıvının *in situ* polimerizasyon geçirdiğini doğrulamaktadır [48].

2.3.7. Self-adeziv kompozit rezinler

Self-adeziv kompozit rezinler, gliserofosfat dimetakrilat (GPDM), 4-metakriloksietil trimellitik asit (4-META) ve metakriloksesil dihidrojen fosfat (MDP) gibi belirli asidik monomerler içerir. Bu monomerler hidroksiapatit ile kimyasal olarak bağlanabilir ve bu nedenle ayrı bir adeziv uygulama adımına ihtiyaç duyulmaz. Self-adezyon mekanizması, asidik monomerlerin diş dokularını demineralize etmesinin ardından mikro mekanik retansiyon ve monomerlerin asidik fosfat grupları ile hidroksiapatit arasındaki kimyasal etkileşime dayanır. Bu etkileşim diş sert dokularında yalnızca sınırlı bir demineralizasyon meydana getirir. Bu sistemlerde bağlanma nano düzeyde gerçekleşmektedir. Bu materyallerin en büyük avantajı, ayrı bir uygulama basamağı olmadan basit ve hızlı uygulama işlemlerine sahip olmalarıdır [49]. Her ne kadar self-adeziv kompozit rezinler tek aşamalı uygulama prosedürü açısından avantajlı özelliklere sahip olsalar da, *in vitro* testler, bunların tek başına kullanıldığında düşük bağlanma dayanımı gösterdiğini ortaya koymaktadır [50].

2.3.8. Bulk fill kompozit rezinler

Kompozit rezinlerin birçok avantajı olmakta birlikte; posterior dişlerin restorasyonlarında uygulama aşamasında bazı sınırlamalara sahiptirler. Kompozit rezinin kaviteye en fazla 2

mm'lik tabakalar halinde yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu teknik ışık penetrasyonunu artırarak materyalin tam polimerizasyonunu sağlar ve polimerizasyon kaynaklı büzülme streslerini azaltmaya yardımcı olur. Fakat tabakalar arasında boşlukların oluşmasına sebep olabilir. Uygulama aşamaları doğru şekilde gerçekleştirilmez ve yeterli polimerizasyon sağlanamazsa, bu durum restorasyonun mekanik dayanımını azaltabilir [30].

Tabakalama tekniği klinik uygulama sırasında zaman alıcı bir işlemdir [30]. Bulk-fill kompozit rezinler, materyalin yerleştirilmesi sırasında uygulamayı teknik hassasiyet gerektiren bir işlem haline getiren tabakalama tekniğini kullanmadan kompozit rezinin yerleştirilmesini sağlayarak klinik prosedürün basitleştirilmesi amacıyla geliştirilmiştir. En fazla 2 mm kalınlıkta tabakalar halinde uygulanması gereken geleneksel kompozit rezinlerin aksine, bulk-fill kompozitler 4 ila 5 mm kalınlığında uygulanabilmektedir [23].

Bulk tekniğinin kullanımına ilişkin en önemli endişelerden biri, kavitenin daha derin kısımlarında ışığın zayıflaması nedeniyle kompozit rezinin polimerizasyonunun azalabileceğidir. Son zamanlarda piyasaya sürülen bulk-fill materyallerinin daha güçlü başlatıcı sistemlere sahip olduğu iddia edilmektedir [51].

Kompozit rezin içeriğindeki doldurucu oranının azaltılması ve doldurucu partikül boyutunun artırılması, rezin-doldurucu ara yüzeyinde ışığın saçılmasını azaltır. Böylece fotobaşlatıcının aktive olmasını sağlayan absorbe edilen ışık miktarını artırır.

Tetric EvoCeram Bulk-fill'in içeriğinde birkaç farklı fotobaşlatıcı kullanarak polimerizasyon derinliği artırılmıştır. Üreticiler, standart fotobaşlatıcılar olan kamforokinon veya lucirine kıyasla, Ivocerin® adlı yüksek reaktif bir fotobaşlatıcının eklenmesinin, materyalin daha büyük tabakalar halinde polimerize edilmesine olanak sağladığını iddia etmektedir [30].

In vitro çalışmalar bulk-fill materyallerin geleneksel kompozit rezinlere göre daha az büzülme stresi gösterdiğini ortaya koymuştur. Üreticiler, büzülme streslerinin etkisini azaltmak için çeşitli yöntemler geliştirmiştir. Bu yöntemlerden biri, elastik modülüsü daha düşük olan büzülme streslerini azaltıcı bileşenlerin eklenmesidir. Örneğin SDR (Smart Dentine Replacement), kamforokinon fotobaşlatıcısı ile etkileşime girerek plastik deformasyonu yavaşlatan bir polimerizasyon düzenleyici içermektedir. Böylelikle bulk-fill

kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi geleneksel kompozitlere benzer olmasına rağmen, büzülme stresleri daha d    k olduğu için restorasyonun marjinal b t nliğ i korunmaktadır [30].

Bu materyaller daha yüksek transl sensiye sahiptir ve dolayısıyla kompozit rezinin ışık geçirgenliğinin daha yüksek olmasını sağlar. Fotoba latıcılar, daha yüksek bir polimerizasyon derinliğine izin verirken, polimerizasyon mod lat rleri daha az polimerizasyon büzülme stresi sağlamak için kullanılır [52].

Bulk-fill kompozit rezinler; kullanım amaçlarına ve restorasyonun mekanik gereksinimlerine bağlı olarak yüksek viskoziteli, d    k viskoziteli olmak üzere ikiye ayrılmaktadır [52].

D    k viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler, ulaşılması daha zor kavitelerde kullanım kolaylığı sağlar [52]. Ancak; bu tür kompozit rezinler, genellikle daha d    k doldurucu içeriğine sahiptir. Bu nedenle yüzeyleri aşınmaya karşı daha az dirençlidir ve daha d    k mekanik özelliklere sahiptirler, restorasyon yüzeylerinin geleneksel kompozit rezinlerle kapatılması gerekmektedir. Bu uygulamayla aynı zamanda bulk-fill kompozit rezinlerin şeffaf renkleri de kamufle edilmiş olur [52].

Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler tüm restorasyonun tek seferde yerle tirilebilmesi ve ek bir yüzey  rt lemesi gerektirmemesi nedeniyle gerçek anlamda bulk-fill olarak kabul edilirler. Bu materyaller genellikle daha yüksek doldurucu oranına sahiptir. Doldurucu oranının artması bu materyalleri oldukça viskoz hale getirir. Daha yüksek doldurucu oranı, yüzeyin aşınmaya karşı daha dirençli olmasını sağlarken, buna bağlı viskoz kıvam, yüzeyin  killendirilebilir olmasına imkan tanır [53].

Literatürde mevcut çalışmalarda geleneksel kompozit rezinler ile bulk-fill kompozit rezinlerin klinik performanslarının benzer olduğu bildirilmiştir. Çoğu klinisyen, kullanım kolaylığı nedeniyle özellikle posterior bölge restorasyonlarında bu materyallerle çalışmayı tercih etmektedir [51].

2.4. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler (FGK)

Diş hekimliğinde fiberlerin kullanımı, 1960'ların başından itibaren literatürde tartışılmaktadır [54]. Ancak fiberlerin klinik kullanıma girmesi yaklaşık 30 yıl almıştır [55]. FGK teknolojisinin kullanımı, ilk olarak akrilik protez kaidelerini güçlendirmek amacıyla önerilmiştir. Fiberler materyalin mekanik özelliklerini iyileştirmesine rağmen, düşük fiber hacmi ve fiberlerin yetersiz ıslatılmasından kaynaklanan boşluklar nedeniyle bu materyaller yeterli klinik kabul görmemiştir. 1980'lerin sonlarında, araştırmacılar fiberlerin rezin ile tamamen ıslatılmasını sağlayarak bu sorunları ortadan kaldırmışlardır [56]. Ardından FGK altyapılar indirekt sabit dental protezler, implant destekli sabit dental protezler, sabit ortodontik tutucular, periodontal splintler, kök kanal postları gibi alanlarda kullanılmak üzere piyasaya sürülmüştür [55, 57, 58]. Günümüzde FGK'ler protetik diş hekimliği, endodonti, restoratif diş hekimliği, ortodonti, periodontoloji ve pedodonti alanlarında kullanılmaktadır [57].

FGK'ler, son derece gelişmiş mekanik özelliklere sahiptirler. Bu materyallerin, ağırlıklarına oranla dayanımları çoğu alaşımdan üstündür. Laboratuvar çalışmaları, günümüzde mevcut olan FGK'lerin, geleneksel kompozit rezinlerle örtülenerek kullanıldıklarında metal seramik ve tam seramik sistemlerle eşdeğer mekanik özelliklere ulaştığını doğrulamaktadır. FGK'lerin sağladığı mekanik avantajlar arasında eğilme direnci, yorulma dayanımı elastisite modülü yer almaktadır. FGK'lerin metal alaşımlardan farklı olarak korozyona dayanıklı olmaları, translüsensileri, iyi bağlanma özellikleri, tamir edilebilirlikleri, üstün estetik özellikleri, manipülasyonlarının kolay olması gibi avantajları da mevcuttur [55]. Birçok FGK uygulamasında laboratuvar aşamasına gerek duyulmaz, doğrudan klinik ortamında ağız içerisine uygulanabilir. Ek olarak, FGK yapısında metal bileşenlerin bulunmaması, nikel veya diğer metallere alerjisi olan hastalarda kullanımına olanak tanır [57].

FGK'lerin klinik kullanımındaki başlıca sınırlama ise birçok in vitro çalışma yapılmış olmasına rağmen, uzun dönem klinik performansla ilgili araştırmaların eksik olmasıdır. Bu materyallerin en önemli olumsuz özelliği, fiber yapı ile organik matriks arasında güçlü bir bağlantı oluşturulamamasıdır. Bu fiber matriks ara yüzü, ağız içindeki hidroliz ve bozunma sebebiyle kolay bir şekilde zayıflayabilir ve restorasyonun başarısızlığına sebep olabilir [57]. Fiberlerin rezin ile yetersiz ıslatılmasından kaynaklanmakta olan bu durum, materyalin mekanik özelliklerinin teorik beklentilerin altında kalmasına sebep olmaktadır [55].

FGK'lerin bir diğér önemli başarısızlık sebebi, restorasyonda kırılma ve delaminasyondur. Bu tür durumlarda restorasyon kolayca kompozit rezinlerle onarılabılır. Son olarak, geleneksel kompozit rezinlere veya metal destekli materyallere kıyasla daha yüksek maliyet, FGK kullanımının değérlendirilmesinde dikkate alınması gereken bir diğér faktördür [57].

2.4.1. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan FGK'ler, geleneksel kompozit rezinlere benzer şekilde, organik matriks fazı (sürekli faz), fiberlerin oluşturduğu inorganik faz (dağılan faz) ve ara fazdan oluşurlar [58]. Temel olarak, fiberler kompozit rezine uygulanan yükü taşıyan güçlendirici faz olarak işlev görmektedirler [57]. Fiberler sertlik ve dayanıklılık sağlarken; onları çevreleyen matriks, fiberleri destekler ve işlenebilirlik sunar, fiberlerin pozisyonunu ve yönelimini korur [56, 59]. Ayrıca organik matriks, fiberleri mekanik hasarlardan ve nemin olumsuz etkilerinden koruma görevini de üstlenir [55].

Fiber-matriks ara yüzeyinin yapısı ve özellikleri, kompozit rezinden fiberlere yük aktarılmasını sağlayarak hayati bir rol oynar. Özellikle, matriks ve fiberlerin elastikiyet özellikleri arasındaki büyük farklar, bu ara yüzey aracılığıyla aktarılmaktadır. Bu nedenle, fiberlerin rezin tarafından ıslatılması, materyalin güçlendirici etkinliğinde kritik bir faktördür [59].

Monomer infiltrasyonuna göre fiberler

Kompozit rezinin dayanıklılığı açısından fiberlerin polimer matrikse yeterli bağlanması büyük önem taşır. Polimer ile fiberler arasındaki kimyasal bağın ideal olarak kovalent yapıda olması gerekmektedir. Bu doğru bağlanma, yükün matriksten fiberlere etkin şekilde iletilmesini sağlar [55].

Önceden ıslatılmamış FGK'lerde, fiberlerin ıslatılması doğrudan klinik ortamında gerçekleştirilir [57]. Önceden ıslatılmamış fiberlerin, klinik ortamda doldurucusuz adezivler ile ıslatılması gerekmektedir. Bu yöntem uygulama sırasında ek bir adım gerektirdiği için zahmetli olabilir [56]. Ek olarak; bu yaklaşım, fiber ile matriks arasında boşluklar oluşmasına ve bağlanmanın yetersiz kalmasına neden olabilir [57].

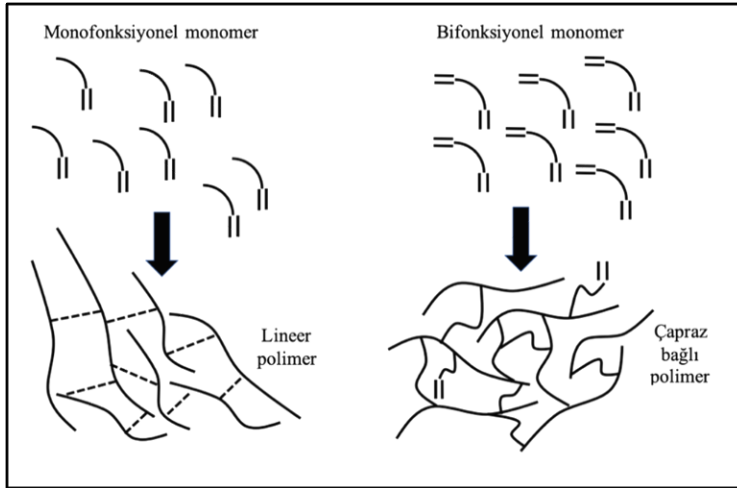
Fiber yapı ile rezin matrisi arasında iyi bir adezyon sağlanmadığı durumda restorasyonun dayanıklılığının tehlikeye atıldığı bilinmektedir. Fiberlerin rezinle kaplanması, materyalin yüksek dayanıklılık değerlerinin korunmasını sağlar. Bu nedenle fiberlerin önceden rezin ile ıslatıldığı FGK'ler geliştirilmiştir [56].

Semi-interpenetrating polymer network (Semi-IPN) matris yapısı

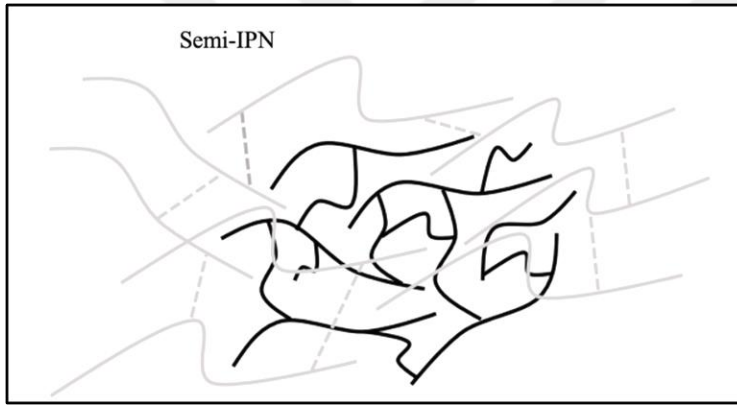
Rezin matris sistemleri, çapraz bağlı, lineer veya bunların kombinasyonundan oluşabilir; yapılarına göre farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptirler [60].

Çapraz bağlı termoset matris (dimetakrilat), yüksek oranda çapraz bağlıdır ve monomerler tarafından çözülmez; ve lineer termoplastik matris ise (polimetil metakrilat (PMMA)) lineer zincirlere sahiptir [60]. Çapraz bağlı bir polimer matris, lineer polimer matrise göre daha yüksek elastisite modülüne ve daha kırılğan bir yapıya sahiptir [58].

Termoset (çapraz bağlı) matris ve termoplastik (lineer) matris fazlarının kombinasyonu olan matris sistemi, “Semi-Interpenetrating Polymer Network” (semi-IPN) olarak adlandırılır [60]. PMMA bazlı semi-IPN matris, protez kaide materyallerinde kullanılmaktadır. Ayrıca, bazı FGK'ler manipülasyon kolaylığını sağlamak ve FGK ile yüzeyine uygulanacak olan örtüleme kompoziti arasındaki adezyonu güçlendirmek amacıyla semi-IPN polimer matris kullanılmaktadır [61]. Bu yapı kompozit rezinin bağlanma özelliklerini ve dayanıklılığını artırır [62]. Bu tip matris sistemleri, lineer PMMA zincirleri içerdiğinden monomerler tarafından çözülebilir. Dolayısıyla tamir edilebilirlik açısından iyidir [60], tamir sırasında güvenilir bir bağlanma sağlanabilmektedir [55]. Ayrıca, bu yapı sayesinde FGK'lerin işlenebilirlik özellikleri de geliştirilebilmektedir [55].



Şekil 2.1. Lineer polimerler ve çapraz bağlı polimerler arasındaki farkın şematik gösterimi [58]



Şekil 2.2. Semi-IPN matriks yapının şematik gösterimi (siyah çizgiler çapraz bağlı polimer, gri çizgiler lineer polimer bileşenleri) [58]

Yönelimlerine göre fiberler

Fiberler, rastgele veya yönlendirilmiş, sürekli ya da süreksiz olabilir [57]. Uzun fiber içeren FGK'ler, "sürekli" olarak adlandırılırlar, tek yönlü veya çift yönlü olabilirler. Kısa fiberler ise "süreksiz" olup tek yönlü veya rastgele yönlendirilmiş olabilirler [55, 63].

FGK'lerin güçlendirme verimliliğini tanımlamak için Krenchel faktörü ($K\theta$) kullanılır [63]. Eğer fiberler tek yönlü ise FGK'in $K\theta = 1$ (%100) olduğu söylenebilir. Bu değer, bir yönde maksimum güçlendirme seviyesi anlamına gelir. Materyalin güçlendirme özellikleri yalnızca tek bir yönde elde edilir. Tek yönlü fiberler, kompozit rezine anizotropik mekanik özellikler kazandırılırlar [55]. Anizotropi nedeniyle, diğer yükleme yönlerinde $K\theta = 0$ olur

[63]. Dolayısıyla en yüksek stres alan bölgelerde kullanılmak üzere üretilen materyaller, genellikle sürekli ve tek yönlü fiberlerden üretilmektedir [55, 57]. Yüksek bükülme dayanımı ve rijidite sunan bu tip fiberler yüksek stres alanlarında, örneğin protetik iskeletlerde, daha iyi bir seçimdir [56]. Tek yönlü FGK'lerde, fiberler paralel olarak ve tek bir yönde uzanır. Materyal özelliklerinin en güçlü olduğu yön fiberlere paralel olan yöndür. Yükleme yönünün fiberlere dik olduğu durum ise, güçlendirme verimliliğinin en düşük olduğu durumdur. Bu nedenle, restorasyonlarda uygulama esnasında fiberler en yüksek stres alanlarının olduğu bölgelere paralel yerleştirmeye çalışılır [56].

Fiberler çift yönlü olduğunda verimlilik yarıya düşer ve $K\theta = 0.5$ olur. Bu da her iki yönde eşit güçlendirme sağlar. Materyal ortotropik özellik gösterir [63]. Bu tür fiberlerin kullanımı, yük yönünün bilinmediği veya tek yönlü fiberler için yeterli alanın olmadığı durumlarda uygundur [55].

Rastgele yönlendirilmiş kısa fiberlerle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin $K\theta = 0.38$ olduğu kabul edilir. Bununla birlikte, materyalin güçlendirme etkisi yükün yönünden veya ortaya çıkan çatlaklardan bağımsızdır [63]. Mekanik özellikler tüm yönlerde eşit dağılır ve materyal üç boyutlu izotropik özellik gösterir [55, 64].

Tiplerine göre fiberler

Fiberler karbon, aramid, polietilen veya cam gibi farklı materyallerden yapılabilir.

Karbon/grafit fiberler

Karbon/grafit fiberlerin, akrilik protez kaidelerinin güçlendirilmesinde kullanımı ile ilgili ilk çalışma 1970'lerin başında yayınlanmıştır. Ancak bu tip fiberlerin koyu rengi estetik problemlere neden olmuştur [65]. Manipülasyon zorluğu, estetik özelliklerinin kabul edilebilir olmaması, karbonun potansiyel toksisitesi gibi dezavantajları sebebiyle [66] günümüzde karbon/grafit fiberler neredeyse hiç kullanılmamaktadır [67]. Cam fiberler ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberler (UHMWPE) daha estetik seçeneklerdir [65].

Aramid fiberler

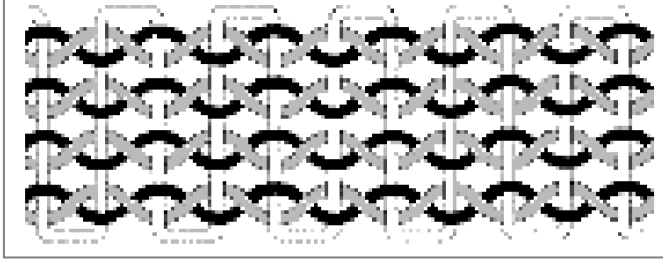
Aramid fiber, aromatik poliamid fiberler için kullanılan bir isimlendirmedir. Aramid fiber içeren ilk ticari ürün, DuPont firması tarafından Kevlar ismiyle üretilmiştir [65]. Bu tip fiberlerin ıslanabilirliği yüksek olduğundan silan bağlayıcı ajanlarla işlem görmesi gerekmemektedir. Ancak bu fiberler basınç altında bükülme eğilimi göstermektedir [68]. Ayrıca sarı renkli olmaları nedeni ile estetik bölgelerde kullanılmamaktadırlar [67].

Polietilen fiberler

Polietilen, bir doğal kristalin polimeridir. Polietilen fiberler biçimlendirilebilir, nötr renkte, düşük yoğunluklu ve biyouyumlu özelliklere sahiptirler [66]. Polietilen ile rezin arasındaki adezyonu artırmak için fiberler, soğuk gaz plazma ile işleme tabi tutulur [56]. Bu işlem, yüzeyi aşındırarak mekanik bağlanmayı artırır ve polietilenin rezine daha iyi tutunmasını sağlar [66].

1992 yılında piyasaya sürülen Ribbond, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberlerden (UHMWPE) oluşur. Ribbond'un uygulama esnasında ıslatılması gerekmektedir. Tek aşamalı veya 5. nesil adeziv sistemlerle ıslatılması önerilmez. Çünkü bu adeziv sistemler rezin ile fiber arasındaki adezyonu zayıflatabilecek asidik monomer veya çözücüler içerebilir. Bu sebeple doldurucusuz bir bağlayıcı ajanla ıslatılması önerilmektedir. Pudrasız eldivenle uygulanması ve ıslatılmış Ribbond'un erken sertleşmesini önlemek için kullanılmaya hazır olana kadar ışıktan korunması önemlidir. Materyali kesmek için özel makasının kullanılması önerilir [69].

Ribbond'u diğer fiber sistemlerinden ayıran özelliği, patentli Leno dalgası yapısında olmasıdır. Bu yapı sayesinde, kuvvetleri etkili bir şekilde tüm fiber dalgası boyunca aktarır, rezine geri iletmez. Manipülasyon sırasında dağılmaz veya ayrılmaz [69]. Esnek bir materyaldir, yüksek çekme dayanımı, elastisite modülü ve kırılma dayanımı sergiler. Kavite duvarlarının konturuna kolayca uyum sağlar [70]. Geniş MOD kavitelere sahip dişlerin restorasyonu, endodontik post-kor, periodontal splint, ortodontik tutucu, anterior maryland köprü yapımı gibi kullanım alanları mevcuttur [69].



Şekil 2.3. Ribbond'un Leno dalgası şeklinde fiber tasarımı [69]

Cam fiberler

Cam fiberler bileşimleri ve kullanım amaçlarına göre; Cam A (nötral), Cam C (kimyasal dayanıklı), Cam D (düşük elektrik iletkenliği), Cam E (elektriksel cam) ve Cam S (Yüksek dayanıklı) olmak üzere sınıflara ayrılmaktadır [71].

Diş hekimliğinde en sık kullanılan cam fiber türü elektriksel cam (e-cam) fiberlerdir. E-cam, alkalisiz cam olarak bilinmektedir. Bu tip cam fiberlerin kimyasal bileşimleri %54.5 SiO₂, %14.5 Al₂O₃, %17 CaO, %4.5 MgO, %8.5 B₂O₃ ve %0.5 Na₂O'ten oluşmaktadır [63]. Yüksek termal dayanıklılığa sahiptirler, elektrik izolasyonları iyidir ve neme karşı yüksek kimyasal stabilite gösterirler [71].

Cam fiberlerin diş hekimliğinde en yaygın kullanılan fiber türü olmasının nedeni; translüsensileri, yüksek çekme dayanımı, yüksek elastisite modülü ve yüzey kimyasının rezine bağlanmayı kolaylaştırması gibi özelliklere sahip olmasıdır. Fiberlerin rezine bağlanması, esas olarak cam fiberlerin yüzeyindeki hidroksil gruplarının, silan bağlayıcı ajanlar aracılığıyla rezin monomerleri ile reaksiyona girmesine dayanır [56, 57].

2.4.2. Fiberlerin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin mekanik özellikleri; kullanılan fiberin türü, bileşimi, yönelimi, rezin matris içindeki fiber miktarı, en-boy oranı, hacim oranı, polimer matris adezyonu gibi birçok değişkene bağlıdır [55, 56, 63, 72].

Fiber-matris ara yüzeyindeki yük iletimi, öncelikli olarak fiberlerin en-boy oranından (aspect ratio) etkilenir [58]. Kompozit rezinlerin etkili bir şekilde güçlendirilmesi için, kullanılan fiberin uzunluğunun, kritik fiber uzunluğunu aşması gerekmektedir. Çoğu cam fiber sisteminde kritik uzunluk, fiber çapının yaklaşık 30–94 katı kadardır [73].

Bu uzunluk, fiberin çekme gerilimi altında kopmasına neden olan en kısa uzunluktur. Matriks içinde veya fiber-matriks ara yüzeyinde makaslama başarısızlığı olasılığını azaltır. Kritik uzunluğun altında kalan kısa fiberler, güçlendirme açısından önemli ölçüde daha düşük bir etkiye sahiptir. Bu tür fiberler, maksimum gerilme dayanımına ulaşamaz ve daha düşük makaslama kuvvetleri ile matriks deformasyonuna daha yatkındırlar. Daha çok geleneksel kompozit rezinler gibi davranırlar [63].

Fiber ile güçlendirmenin başarısı, kuvvetin rezin matriksten fiberlere aktarılmasına bağlıdır. Rezin matriksi tarafından fiberlerin yetersiz ıslatılması durumunda, kuvvet fiberlere aktarılamaz ve kompozitin yük taşıma kapasitesi azalır [20]. Bu nedenle, fiberlerin çatlak durdurucu olarak işlev görebilmesi için fiber-rezin adezyonu, belirleyici bir faktördür [74].

Fiber hacminin artırılması, mekanik dayanımda büyük bir artışa yol açar [56]. Belirli bir noktaya kadar, kompozit içine gömülü fiberlerin miktarı artırılarak kırılma direnci iyileştirilebilir. Ancak fiberlerin rezin içine eklenmesi, materyalin viskozitesini artırarak belirli bir sınırın ötesinde fiber eklenmesini kısıtlar. Ayrıca, çok fazla fiber içeren kompozitlerde, fiberlerin düzgün bir şekilde ıslatılamama olasılığı artar. Fiber oranı çok fazla olduğunda, fiberler rezin matriks tarafından tamamen kaplanamaz ve kümelenir. Bu durum rezin matriks içinde boşluk oluşumunu artırır ve bu boşluklar oksijen birikimi için bir alan oluşturabilir [63]. Oksijen varlığı, rezin matriks polimerizasyonunu engelleyebilir ve FGK'nın mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilir. Ayrıca boşluklar suyun içeri sızmasına izin vererek rezin matriksin hidrolitik bozunmasına yol açabilir [74].

Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler (KFGK)

Literatürde, yüksek yük taşıyan bölgelerde, örneğin birinci molar dişlerin tüberküllerinde, kompozit rezinlerin uygun bir seçim olmadığına dair raporlar bulunmaktadır. Bu durum, doldurucu partiküller ile rezin matriksi arasındaki sertlik uyumsuzluğundan kaynaklanmakta olup kuvvetlerin doldurucu partiküller üzerinde yoğunlaşmasına ve rezin matriksi içinde çatlakların oluşmasına yol açmaktadır. Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla, rezin matriksin kısa fiberler ile güçlendirilmesi yönünde çalışmalar yapılmıştır. Restorasyon üzerindeki yoğun yüklerin ürettiği stres, rezin matriks içerisindeki kısa fiberlerle güçlendirildiğinde daha iyi dağıtılmaktadır [63].

KFGK materyallerin içeriğindeki fiberler, rastgele yönlendirilmiş süreksiz kısa fiberlerdir [63]. Kısa fiberler izotropik özellik gösterdiğinden [64], kompozit rezin materyalin her yönde güçlendirilmesini sağlamaktadırlar [75].

Kısa fiberler, esas olarak çatlak engelleyici olarak işlev görmekte, çatlak oluşumunu ve yayılmasını önleyerek materyalin mekanik dayanımını arttırmaktadırlar. Bunu iki yolla sağlarlar. Birincisi fiberlerin, çatlakların daha uzun bir yol izlemesini zorunlu kılmalarıdır. Çatlak, fiber boyunca ilerlerken ya fiberin kırıldığı bir noktaya ulaşır ya da kısa fiberin sonuna kadar gider; bu yoldaki kesinti, çatlak yayılımını engeller. İkincisi ise fiberlerin esnekliği sayesinde çatlağın köretilmesidir. İlerlemekte olan çatlağın kenarlarındaki fiberler gerilir; bu gerilim, çatlağın ucunu köretilir. Çatlak ucundaki gerilimin yoğunluğu azalır, çatlağın ilerlemesi yavaşlar veya tamamen durur [63].

KFGK'ler geleneksel kompozit rezinlere kıyasla daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahiptirler. Aşınma dirençleri ve sertlikleri daha düşüktür. Bu nedenle üreticiler tarafından, bu kompozit rezinlerin yalnızca kavite taban materyali olarak kullanılması, restorasyonun ağız ortamına açılacak yüzeylerinin 1-2 mm kalınlığında akışkan veya tepilebilir bir kompozit rezin ile restore edilerek örtülenmesi önerilmektedir [76, 77].

Kısa fiberle güçlendirilmiş bir kompozit rezin olan everX Posterior, 2013 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu kompozit rezin, özellikle yüksek stres taşıyan bölgelerdeki geniş kavitelerin restorasyonunda taban materyali olarak kullanılmak üzere üretilmiştir [78]. 4 mm derinliğinde tabakalar halinde uygulanabilir. Dentin ile benzer dayanıma sahiptir. 12.6 GPa eğilme modülü ve 2.6 MPa kırılma dayanımı kombinasyonuna sahip olmasıyla bulk fill materyal grubu içerisinde benzersizdir. Büyük MOD kavitelerin direkt restorasyonunda kullanıldığında, indirekt restorasyonlarla benzer performans gösterebilir [79]. Yapısında rezin matriks, rastgele yönlendirilmiş e-cam fiberler ve inorganik doldurucu partiküller bulunur. Resin matriks, Bis-GMA, TEGDMA, PMMA içerir ve semi-IPN yapısındadır. Bu yapı, iyi bağlanma özellikleri sağlar ve polimer matriksinin kırılma dayanımını artırır [78]. Materyalin fiber içeriği ağırlıkça %5–15 arasında olup, fiberler yaklaşık 800 µm uzunluğa ve 17 µm çapa sahiptir.

everX Posterior'un yüksek viskozitesi nedeniyle üretici firma, 2019 yılında düşük viskoziteli versiyonunu geliştirmiştir. everX Flow adı verilen bu ürün, kullanıcıların karşılaştığı

manipölasyon zorluğunu gidermek amacıyla tasarlanmıştır. Dentin rengi seçeneği ile daha iyi estetik özellikler sunar. Daha küçük e-cam fiber boyutuna (140-300 µm uzunluk, 6 µm çap) sahip olan bu akışkan versiyon, ağırlıkça %25 fiber içeriği ile tepilebilir versiyonundan daha yüksek fiber içeriğine sahiptir. everX Posterior'a göre daha yüksek kırılma dayanımı sunarken, daha düşük eğilme modülüne sahiptir. Ancak, büzülme stresi daha yüksektir [79]. Rezin matriksi, Bis-MEPP (2,2-Bis(4-metakriloksipolietoksifenil) propan), TEGDMA ve UDMA'dan oluşur.

2.5. Kompozit Rezinlerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

2.5.1. Bağlanma dayanımı test yöntemleri

Adeziv restorasyonların ağız içerisinde maruz kaldığı oklüzal kuvvetleri taklit etmek üzere çok sayıda laboratuvar testi geliştirilmiştir. Bu amaçla uygulanan testler ve diğer deneysel değişkenler, adeziv restorasyonların klinik senaryolardaki performansına dair genel bir öngörü sunmaktadır. Bağlanma dayanımının klinik açıdan anlamlı şekilde ölçülebilmesi için uygulanan kuvvetin substrat ile bağlanan materyal arasındaki bölgede yoğunlaşması kritik öneme sahiptir [80].

Günümüzde en yaygın kullanılan bağlanma dayanımı testleri, makaslama ve gerilim bağlanma dayanımı testleridir. Önemle vurgulanmalıdır ki, bir bağlanma dayanım değeri materyal özelliği olarak kabul edilemez. Çünkü kaydedilen veriler, kompozit rezin tipi, örnek boyutu/geometrisi ve test metodunun kendisi gibi deneysel faktörlerden büyük ölçüde etkilenir [81]. İdeal bir bağlanma dayanım testi, düşük teknik hassasiyet gerektirmeli ve hızlı uygulanabilir olmalıdır [82].

Bağlanma dayanımı, makro veya mikro test düzenekleri kullanılarak ölçülebilir; bu seçim, bağlanan yüzeyin alanına bağlıdır. Bağlanma alanı 3 mm²'den büyük olduğunda makro, 1 mm² veya daha az ise mikro bağlanma testleri uygulanır [82]. Makro testlerin sık kullanılma sebepleri, uygulanmalarının kolay olması, minimal ekipman gerektirmesi ve örnek hazırlığının nispeten kolay olmasıdır [83].

2.5.2. Makromakaslama bağlanma dayanımı testi

Makaslama bağlanma dayanımı testi rezin-rezin, rezin-metal, rezin-seramik, seramik-seramik, seramik-metal gibi materyallerin bağlanma dayanımının ölçülmesinde kullanılmaktadır [84]. Test prosedürlerinin basitliği nedeniyle, makaslama bağlanma dayanımı testi, bağlanma dayanımının ölçülmesinde en yaygın kullanılan yöntemlerden biri olarak kabul edilmektedir [85]. Makaslama bağlanma dayanımı testinde, birbirine bağlanan iki materyal universal test cihazına yerleştirilir, keski biçimli uç bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde yerleştirilir ve kopma meydana gelene kadar değişmeyen hızda kuvvet uygulanır. Kaydedilen maksimum kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle bağlanma dayanımı değeri elde edilir [86].

Materyallerin birbirine bağlandıktan sonra örneklerin ek işleme tabi tutulmasına gerek olmaması sebebiyle uygulaması en kolay ve hızlı yöntemdir. Bu test protokolünü standardize etmek amacıyla Ultradent jig (Ultradent, Salt Lake City, UT, ABD), SDI rig (SDI, Bayswater, Victoria, Avustralya) gibi özel aparatlar geliştirilmiştir. Ancak bu standardizasyon çabalarına rağmen; kullanılan kompozit rezin, bağlanma alanı, saklama koşulları ve test tasarımı gibi parametrelerin önemi literatürde bildirilmiştir [82].

2.5.3. Mikromakaslama bağlanma dayanımı testi

Makro makaslama bağlanma dayanımı test metoduna benzer prosedüre sahip olan bu testte bağlanma yüzey alanı 1 mm^2 veya 1 mm^2 'den küçüktür. Diş dokusunun ya da bir materyalin üzerine yerleştirilen örneklerin bir tel yardımıyla bağlanma dayanımlarının ölçüldüğü bir test metodudur [86]. Makro makaslama bağlanma dayanımı testinin, örneklerin elde edilmesi sırasında erken mikro-çatlaklara yol açabilecek kesim işlemleri gerekmediği için mikrogerilim bağlanma dayanımı testine göre örnek hazırlığı nispeten kolaydır [87]. Bu yöntem kompozit rezinlerin tamirinde bağlanma dayanımını değerlendirmek için yaygın kullanılan bir test metodudur. Ancak ara yüzey boyunca homojen olmayan gerilme dağılımına neden olabilmektedir [88].

2.5.4. Makrogerilim bağlanma dayanımı testi

Makrogerilim bağlanma dayanımı (TBS) testi, diş hekimliğinde nispeten daha az kullanılan bir yöntem olup özellikle simanın seramikler ve metal alaşımları gibi sert materyallere olan

bağlanma dayanımını değerlendirmek amacıyla tercih edilmektedir. Bu test yönteminin en önemli avantajı, makaslama testlerine kıyasla gerilimin çok daha homojen dağılımını sağlaması ve böylece bağlanan yüzeyin kopmasını başlatan gerilim seviyesini daha doğru bir şekilde ölçebilmesidir. Test uygulanırken, yük, örneğin her iki tarafına eşit şekilde uygulanır. Doğru sonuçlar elde edebilmek için örneğin bağlantı arayüzünün yükleme eksenine dik olarak konumlandırılması son derece önemlidir; aksi takdirde istenmeyen eğilme gerilmeleri oluşarak test sonuçlarını etkileyebilir. Bu nedenle, örneklerin test cihazlarına bağlanmasında aktif veya pasif tutucular kullanılmaktadır [89].

2.5.5. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde, hazırlanan örnekler önce düşük hızlı elmas testere ile dikey olarak çoklu kesitlere ayrılmaktadır. Elde edilen kesitlerin bağlantı arayüzü, bu bölgede maksimum gerilim oluşması için ince elmas frez kullanılarak kum saati şekline getirilir. Ancak, bu işlem dikkatli bir şekilde yapılmazsa, mekanik stres ve aşınma oluşarak dış yapısında çatlaklara neden olabilir ve bağlanma dayanımının daha düşük ölçülmesine yol açabilir. μ TBS yöntemi, bağlanma prosedürü sonrasında ek işlem gerektirdiğinden, test nispeten daha zor ve teknik açıdan hassastır. Ek olarak, μ TBS yönteminin dezavantajları arasında 5 MPa'nın altındaki bağlanma dayanımlarının ölçülmesindeki zorluk, tutarlı geometriye sahip örneklerin üretimindeki güçlük ve örneklerin kolayca hasar görmesi sayılabilir [89].

2.6. Yüzey Pürüzlülüğü ve Test Yöntemleri

Pürüzlülük, bir materyalin yüzey dokusunu ifade eder. Bitirme işlemleri sonucu elde edilen pürüzlülük ve polisaj yapılmamış materyalin doğal pürüzlülüğü olmak üzere iki tür pürüzlülük bulunmaktadır. Doğal pürüzlülük, materyalin doldurucu partikül boyutuna bağlıdır [90].

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü, restorasyonun başarısızlığa uğraması durumunda yapılacak tamir sırasında iki kompozit rezin arasındaki bağlanmayı etkileyebileceği için önem taşımaktadır [88].

Mekanik profilometreler

Mekanik profilometreler iki boyutlu ölçüm yapan cihazlardır. Bu cihazlarda bulunan elmas uç, X eksenini boyunca hareket eder, makinenin ölçüm sistemini referans alarak Z eksenindeki yükseklik değişimlerini ölçer. Bu nedenle, incelenen yüzey ile sensörün hareket eksenini arasındaki paralellik dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır. Bu tür mekanik temas yöntemlerinde, sensörün eğrilik yarıçapına kıyasla küçük boyuttaki yüzey kusurları ihmal edilir. Tekniğin hassasiyeti yaklaşık $0.01\ \mu\text{m}$ düzeyindedir. Pürüzlülük çok düşük olduğunda ise sensör çözünürlüğü yetersiz kalır ve optik ölçümler gerekir [91].

Optik profilometreler

Optik profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü, üç boyutlu bir analiz yöntemi olup yüzey topografisi hem niteliksel hem de niceliksel olarak değerlendirilir. Mekanik temas gerektirmeyen bu yöntemde bir optik ışın demeti ile tarama yapılır. Yüzey çok pürüzlü ise, ışık tüm yönlerde homojen dağılır ve yüzey topografisini temsil etme yeteneğini kaybeder. Dolayısıyla bu yöntem, yalnızca yüksek kaliteli yüzeylerde kullanışlıdır. Cihaz, dahili bir referans ile yüzey noktaları arasındaki mesafeyi ölçerek çalışır. Optik bileşenlerin özellikleri sayesinde yaklaşık $100\ \mu\text{m}^2$ 'lik bir alanda nanometre düzeyinde çözünürlük sağlanabilmektedir [91].

Her iki inceleme yönteminde de yüzey pürüzlülüğü, R_a , R_z , R_{pm} , R_{max} , R_t gibi farklı parametrelerle karakterize edilir. Ölçüm uzunluğu boyunca ölçülen değerlerin aritmetik ortalaması olarak tanımlanan R_a , yüzey karakterizasyonunda en yaygın kullanılan parametredir [91, 92].

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)

Atomik kuvvet mikroskobu, geleneksel bir mikroskop değildir. Örnek üzerine ışık veya elektron odaklayan herhangi bir optik sistem içermez. Tamamen mekanik temelli bir mikroskoptur. Görüntüleme, örnek yüzeyinin üç boyutlu hareket eden bir uç ile fiziksel olarak taranmasına ve yüzey topografisinin oluşturulmasına dayanır. [93]. Atomik kuvvet mikroskobu, nanometre boyutunda keskin bir uçla yüzeyi tararken substrata minimum kuvvet uygulayan temaslı bir profilometredir. Topografik bilgilerin işlenebilmesi, elde

edilen pürüzlülük ölçümlerin kaydedilip üç boyutlu görsel temsillere dönüştürülmesiyle mümkün olur [94].

2.7. Çalışmanın Amacı ve Sıfır Hipotezleri

Bu çalışmanın amacı, kırılma dayanımının yüksek olması, indirekt restorasyonlara göre maliyetinin düşük olması ve uygulama kolaylığı gibi avantajlara sahip olmasıyla son dönemde, aşırı madde kaybına uğramış dişlerin tedavilerinde alternatif bir materyal olarak tercih edilen KFGK'lerin, örtüleme için kullanılacak farklı özelliklere sahip kompozit rezinlere makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesidir. Bu çalışmada; rezin matriks tipi inorganik doldurucu tipi ve oranları farklı örtüleme için kullanılacak üç adet kompozit rezinin, iki farklı viskozite ve polimer matriks yapısına sahip KFGK'e makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildi.

Bu tez çalışmasının sıfır hipotezleri:

Birinci sıfır hipotezi, taban materyali olarak kullanılan KFGK'lerin içerik ve viskozite farklılıklarının örtüleme için kullanılacak olan kompozit rezinlere makaslama bağlanma dayanımını değiştirmeyeceği yönündedir.

Araştırmanın ikinci sıfır hipotezi, örtüleme için kullanılacak olan kompozit rezinlerin içerik farklılıklarının, farklı viskozitelerdeki KFGK'lere makaslama bağlanma dayanımına etkisi olmayacağı yönündedir.

Çalışmada ayrıca farklı viskozitelerdeki KFGK'lerin yüzey pürüzlülükleri yüzey profilometre kullanılarak, oksijen inhibisyon tabakası kalınlıkları stereomikroskop kullanılarak değerlendirildi. KFGK'lerin yüzey özellikleri ve KFGK-kompozit bağlantı ara yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak değerlendirildi.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Farklı özelliklere sahip kompozit rezinlerin farklı viskozitelerdeki “kısa fiberle güçlendirilmiş” kompozit rezinlere bağlanma dayanımının değerlendirilmesi başlıklı bu *in vitro* tez çalışması “TDH-2024-9680” kodu ile Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri birimi tarafından desteklendi.

Makaslama bağlanma dayanım testi ve yüzey pürüzlülük ölçümleri Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında, oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ölçümleri Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Patoloji Anabilim Dalında, örnek yüzeylerinin SEM ile incelenmesi ise Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi.

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Çalışmada kullanılacak örneklem sayılarının belirlenmesinde G-Power paket programı (G*Power Ver. 3.0, Almanya) kullanıldı. Daha önce yapılmış benzer çalışmaların etki büyüklükleri dikkate alınarak makaslama bağlanma dayanımı testi için etki büyüklüğü=0,82, pürüzlülük testi için etki büyüklüğü=1,26, oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ölçümü için etki büyüklüğü=0,98 olarak hesaplandı. %5 hata payı ile makaslama bağlanma dayanım testi, yüzey pürüzlülüğü ve oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ölçümü için her grupta sırasıyla 15, 5, 5 örnek hazırlanmasına karar verildi. Bunlara ek olarak kompozit rezinlerin bağlantı ara yüzeylerinin SEM ile incelenmesi amacıyla her grup için ikişer örnek hazırlandı. Yüzey topografisi için ise her KFGK’den ikişer örnek hazırlandı.

3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada bir düşük viskoziteli KFGK (everX Flow, F), bir yüksek viskoziteli KFGK (everX Posterior, P), bir mikrohibrit (Filtek Z250, Z), bir nanohibrit (Clearfil Majesty Posterior, M), bir akışkan (G-aenial Universal Injectable, G) olmak üzere 2 farklı KFGK ve 3 farklı örtüleme kompoziti kullanıldı. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler Resim 3.1’de, çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin özellikleri Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler

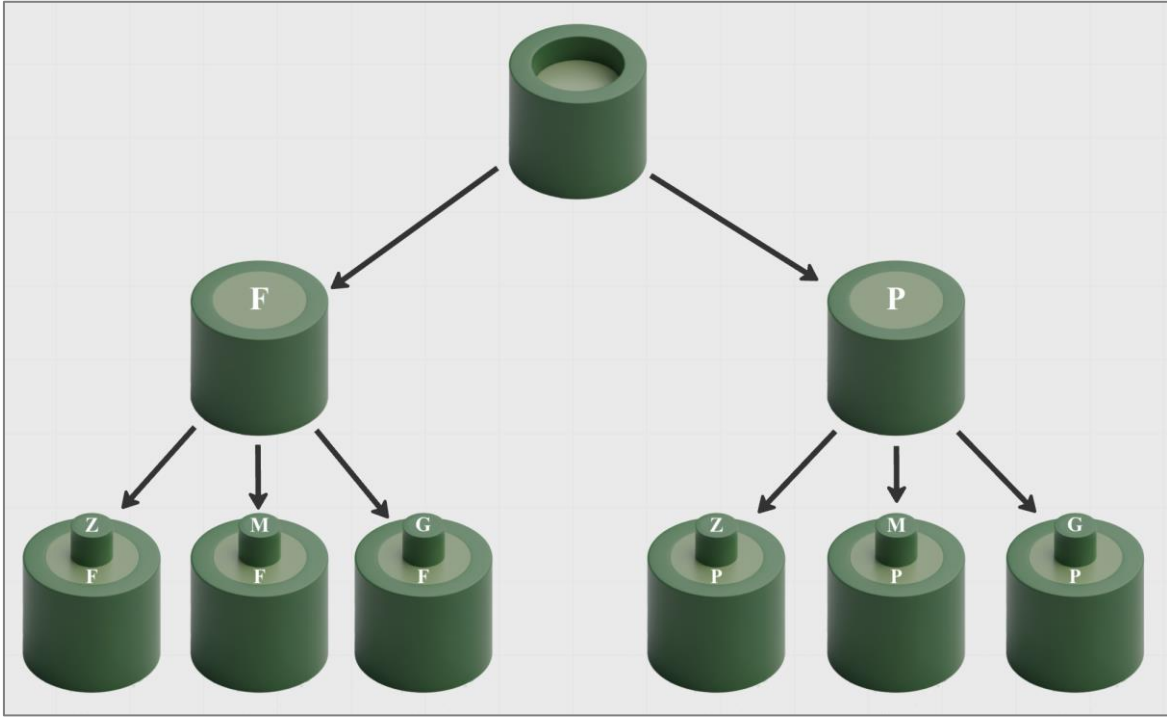
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin özellikleri

Kompozit rezin	Üretici Firma	Tipi	İçeriği	Doldurucu Oranı (Ağırlıkça)
everX Flow (F)	Gc, Japonya	Akışkan	Rezin matriks: Bis-MEPP, TEGDMA, UDMA İnorganik doldurucu: kısa e-cam fiberler (140 µm uzunluk ve 6 µm çapında), baryum cam fiber doldurucu, silisyum dioksit	%70
everX Posterior (P)	Gc, Japonya	Tepilebilir	Rezin matriks: Bis-GMA, PMMA, TEGDMA İnorganik doldurucu: kısa e-cam fiberler (800µm uzunluk ve 17µm çapında), baryum cam fiber doldurucu, silisyum dioksit	%74
Filtek Z250 (Z)	3M ESPE, ABD	Mikrohibrit	Rezin matriks: Bis-GMA, UDMA, Bis- EMA İnorganik doldurucu: zirkonya, silika	%82
Clearfil Majesty Posterior (M)	Kuraray, Japonya	Nanohibrit	Rezin matriks: BİS-GMA, TEGDMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat silan İnorganik doldurucu: cam seramik, mikro dolduruculu alümina	%92
G-aenial Universal Injectable (G)	Gc, Japonya	Akışkan	Rezin matriks: UDMA, Bis-MEPP, TEGDMA İnorganik doldurucu: silisyum dioksit, baryum cam	%69

3.3. Deney Gruplarının Hazırlanması

Çalışmamızın deney bölümü; makaslama bağlanma dayanımı testi, yüzey pürüzlülüğü testi ve oksijen inhibisyon tabakası ölçümü olmak üzere 3 aşamada gerçekleştirildi. Ardından kopma yüzeyleri, KFGK-örtüleme kompoziti bağlantı ara yüzey özellikleri ve KFGK'lerin yüzey özellikleri SEM ile değerlendirildi.

Makaslama bağlanma dayanımı testi için kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler düşük viskoziteli (F) ve yüksek viskoziteli (P) olarak iki ana gruba ayrıldı. Her iki grupta da mikrohibrit (Z), nanohibrit (M) ve akışkan (G) kompozit rezinler üst tabakada örtüleme kompoziti olarak kullanılmak üzere üç alt grup oluşturuldu (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Çalışma gruplarının şematik gösterimi

Grup FZ: everX Flow – Filtek Z250

Grup FM: everX Flow – Clearfil Majesty Posterior

Grup FG: everX Flow – G-aenial Universal Injectable

Grup PZ: everX Posterior – Filtek Z250

Grup PM: everX Posterior – Clearfil Majesty Posterior

Grup PG: everX Posterior – G-aenial Universal Injectable

Yüzey pürüzlülüğü testi ve oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ölçümü için birinci grup düşük viskoziteli KFGK ve ikinci grup yüksek viskoziteli KFGK olacak şekilde 2 grup oluşturulması planlandı.

3.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama bağlanma dayanımı testi için, üç boyutlu yazıcı (Creality K1C, Shenzhen Creality 3D Technology Co., Ltd., Çin) ile merkezinde 5 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde kaviteler bulunan silindirik bloklar, PLA (Polilaktik Asit) filament (eSUN, Shenzhen eSUN Industrial Co., Ltd., Çin) kullanılarak hazırlandı. Kavitelere F grubunda düşük viskoziteli KFGK; P grubunda yüksek viskoziteli KFGK tek tabaka halinde yerleştirildi. Kompozit rezinlerin yüzeyi şeffaf bant ile kapatılıp üzerine mikroskop camı yerleştirildi ve 2 kg'lık standart ağırlık kullanılarak yüzey düz hale getirildi. Ardından üretici talimatları doğrultusunda şeffaf bant üzerinden Valo X LED ışık cihazı (Valo X, Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT, ABD) (Resim 3.2) ile standart modda 20 saniye boyunca ışık uygulandı. Işık cihazının, uygulama mesafesinin standardizasyonu ve minimuma indirilmesi için ışık cihazının ucunun cam üzerine direkt temas etmesine dikkat edildi. LED ışık cihazının ışık şiddeti, radyometre (Bluephase Meter, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) ile ölçüldü.

Her iki grupta hazırlanan silindirik bloklar, 2.3 mm çapında silindirik boşluğa sahip Ultradent bağlanma aparatına (Ultradent Bonding Assembly, Ultradent, South Jordan, UT, ABD) yerleştirilip sabitlendi.

Grup FZ'de düşük viskoziteli KFGK üzerine bağlanma aparatının içine Filtek Z250 kompozit rezin yerleştirilerek Valo X LED ışık cihazı ile 20 saniye boyunca standart modda ışık uygulandı.

Grup FM'de düşük viskoziteli KFGK üzerine bağlanma aparatının içine Clearfil Majesty Posterior kompozit rezin yerleştirilerek Valo X LED ışık cihazı ile 20 saniye boyunca standart modda ışık uygulandı.

Grup FG'de düşük viskoziteli KFGK üzerine bağlanma aparatının içine G-aenial Universal Injectable kompozit rezin yerleştirilerek Valo X LED ışık cihazı ile 20 saniye boyunca standart modda ışık uygulandı.

Grup PZ’de yüksek viskoziteli KFGK üzerine bağlanma aparatının içine Filtek Z250 kompozit rezin yerleştirilerek Valo X LED ışık cihazı ile 20 saniye boyunca standart modda ışık uygulandı.

Grup PM’de yüksek viskoziteli KFGK üzerine bağlanma aparatının içine Clearfil Majesty Posterior kompozit rezin yerleştirilerek Valo X LED ışık cihazı ile 20 saniye boyunca standart modda ışık uygulandı.

Grup PG’de yüksek viskoziteli KFGK üzerine bağlanma aparatının içine G-aenial Universal Injectable kompozit rezin yerleştirilerek Valo X LED ışık cihazı ile 20 saniye boyunca standart modda ışık uygulandı.

Ardından örnekler, örtüleme için kullanılan kompozit rezinin üzerinden bir el aleti ile bastırılarak dikkatlice bağlanma aparatından çıkarıldı (Resim 3.3).

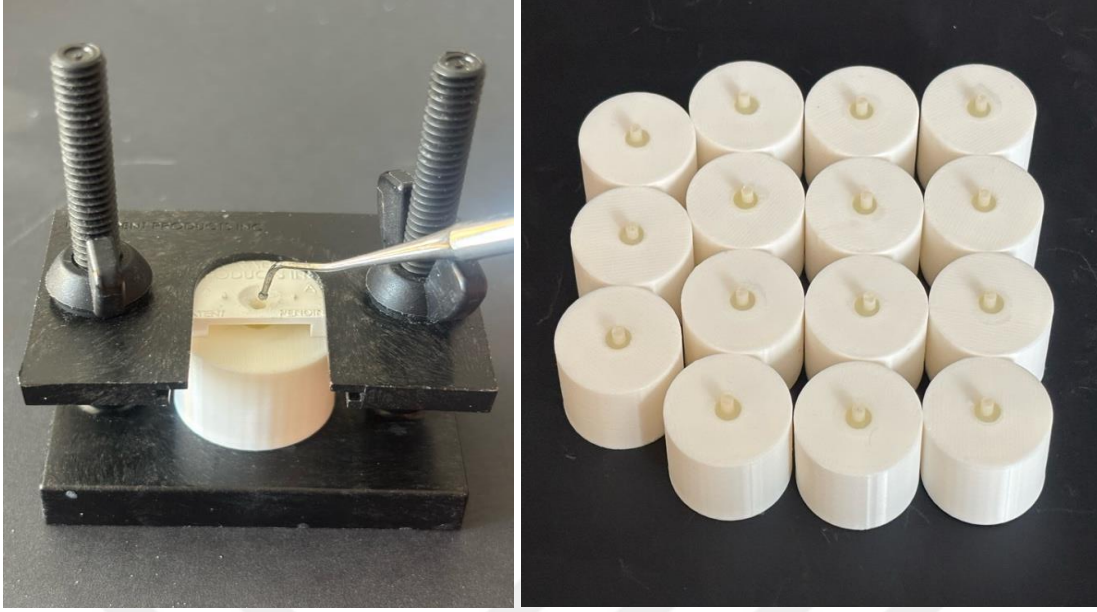
Tüm örnekler post polimerizasyon için 24 saat boyunca 37 C° etüvde distile suda bekletildi. 24 saatin sonunda örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi universal test cihazı (Schimadzu IG-IS, Kyoto, Japonya) kullanılarak 1 mm/dk hızda keski biçimli metal çubuk ile gerçekleştirildi. Örnekler üst tabakadaki örtüleme için kullanılan kompozit rezin, alt tabakadaki KFGK yüzeyinden ayrılana kadar kuvvet uygulandı (Resim 3.4). Elde edilen Newton (N) değerleri bağlantı ara yüzeyinin alanına bölünerek megapaskal (MPa) değerlerine dönüştürüldü ve elde edilen veriler istatistiksel analiz için kaydedildi.

Makaslama bağlanma dayanımı testinin ardından örneklerin kopma yüzeyleri stereomikroskop (Olympus SZ-40, Tokyo, Japonya) altında x40 büyütmede değerlendirildi.

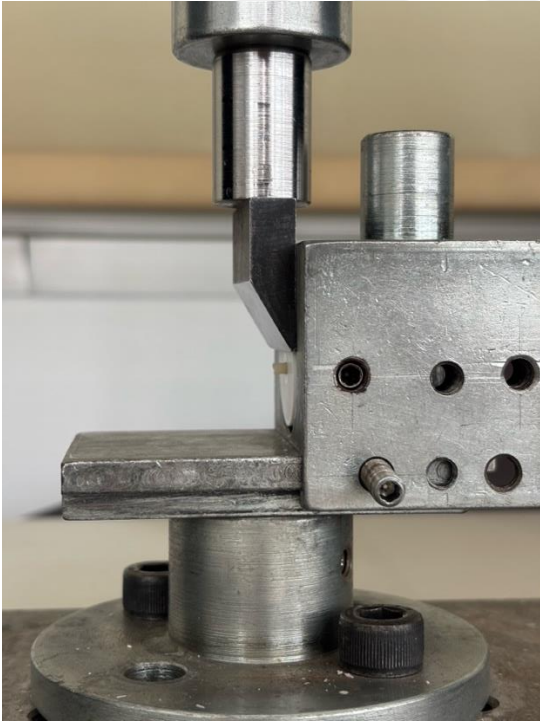
Kopma tipleri adeziv, koheziv, miks kırılma olarak sınıflandırıldı ve kaydedildi.



Resim 3.2. LED ışık cihazı



Resim 3.3. Makaslama bağlanma dayanımı testi için örneklerin hazırlanması



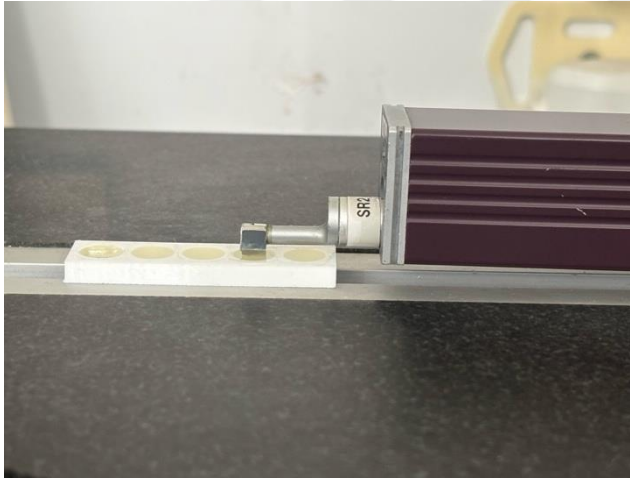
Resim 3.4. Makaslama bağlanma dayanımı testi

3.5. Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Yüzey pürüzlülüğü testinde standardizasyon için örnekler 2x7 mm boyutlarında pleksiglas kalıp kullanılarak hazırlandı. Düşük viskoziteli ve yüksek viskoziteli KFGK'ler için her grupta beşer örnek olacak şekilde toplam 10 örnek hazırlandı.

Kalıba tek tabaka halinde yerleştirilen KFGK'lerin üzerine şeffaf bant ve mikroskop camı yerleştirilip 2 kg'lık standart ağırlık kullanılarak yüzey düz hale getirildi. Üretici firma talimatları doğrultusunda Valo X LED ışık cihazı ile standart modda 20 sn ışık uygulandı. Işık cihazının, uygulama mesafesinin standardizasyonu ve minimuma indirilmesi için ışık cihazının ucunun cam üzerine direkt temas etmesine dikkat edildi. Hazırlanan örnekler post polimerizasyon için 37 C° etüvde distile suda 24 saat bekletildi.

Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için profilometre cihazı (Mitutoyo Surftest/ SJ-301, Tokyo, Japonya) kullanıldı. Her örnek, okuyucu uç ile 90 derece değme açısına sahip olacak şekilde profilometre cihazına yerleştirildi (Resim 3.5). Profilometrenin yüzey tarama uzunluğu 0.8 mm ve yüzey kesme uzunluğu değeri 0,5 mm olarak ayarlanıp her bir ölçümden önce profilometre cihazı tekrar kalibre edildi. Her örnek 0°, 45°, 90° döndürülerek örneğin üç farklı bölgesinden yapılan ölçümler kaydedildi ve elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alınarak ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değeri hesaplandı ve örneğin pürüzlülük değeri olarak kaydedildi.



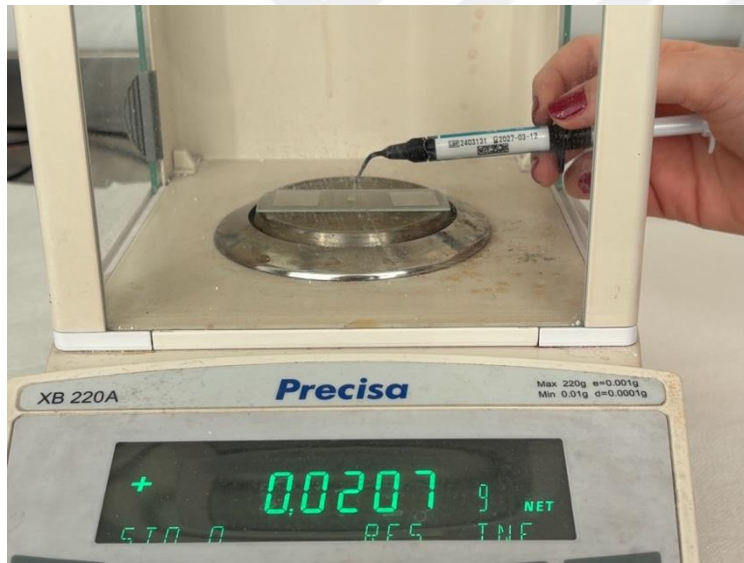
Resim 3.5. Yüzey pürüzlülüğü testi

3.6. Oksijen İnhibisyon Tabakası Ölçümü

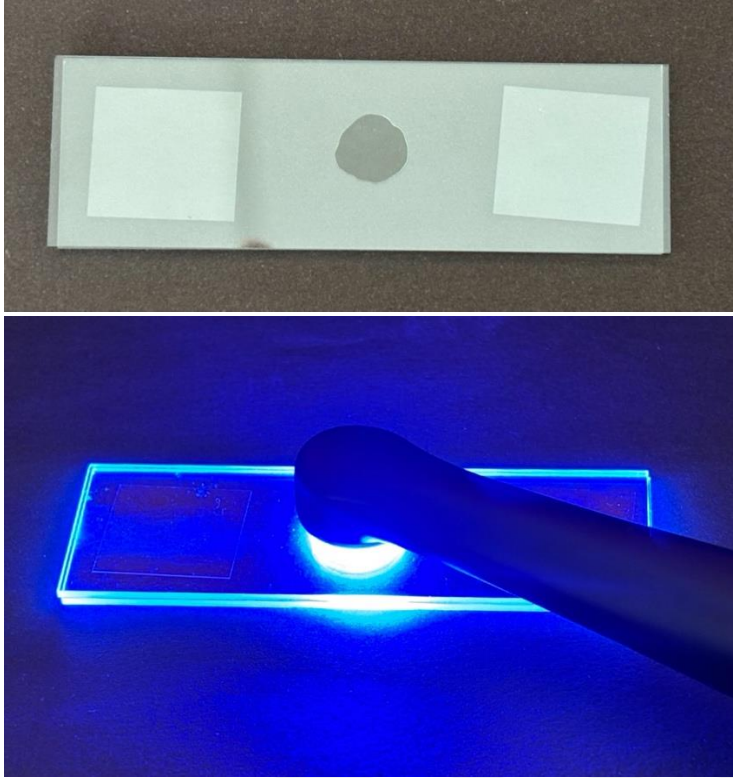
Düşük (F) ve yüksek (P) viskoziteli KFGK'ler bir cam mikroskop lamının ortasına 0,02 gram olacak şekilde hassas terazi ile ölçülerek eşit miktarda yerleştirildi (Resim 3.6). Kompozit rezinin her iki tarafına 0,1 mm'lik (sabit bir örnek kalınlığı sağlanması için) iki cam lamel (20 mm x 20 mm) yerleştirildi ve bu lamellerin üzerine başka bir mikroskop lamı yerleştirildi (Resim 3.7). Ardından üzerine 2 kg'lık sabit ağırlık uygulandı. Ağırlık

kaldırıldıktan sonra üretici talimatları doğrultusunda Valo X LED ışık cihazı ile standart modda 20 saniye ışık lam üzerinden uygulandı.

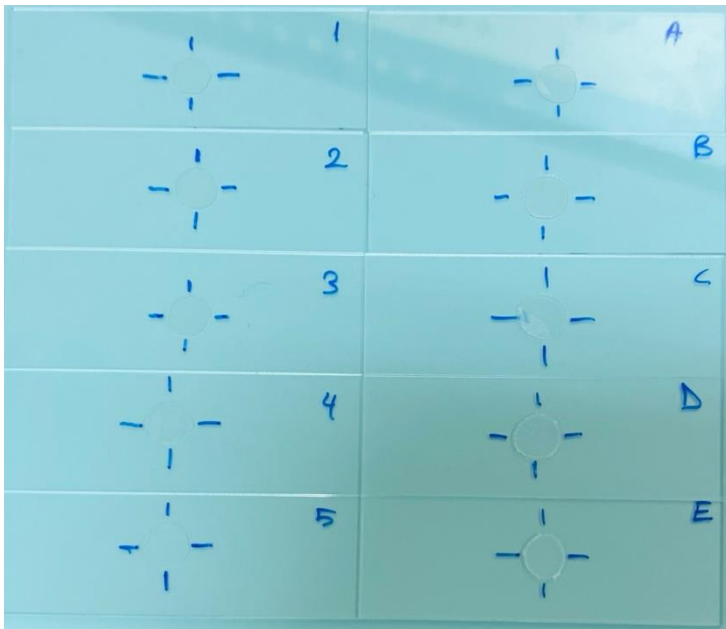
Örneklerin oksijen inhibisyon tabakasını incelemek için bir ışık mikroskobu (Leica DM 4000 B, Wetzlar, Almanya) kullanıldı. Hazırlanan örneklerin mikrograflarının alınmasından önce mikrograf alınacak bölgelerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla örnekler işaretlendi (Resim 3.8). Ardından her bir örneğin x40 büyütmede inhibisyon tabakasının görsel bir kaydını sağlamak amacıyla örneklerin Leica QWin Plus v3.3.1 (Wetzlar, Almanya) görüntü analiz programı ile mikrografları çekildi (Resim 3.9). Her örnek için 5 mikrograf alındı. Görüntülerin μm cinsinden ölçümü QuPath v0.5.1. görüntü analiz programı kullanılarak yapıldı (Resim 3.10). Her mikrograftan ikişer ölçüm yapılarak toplamda her örnek için 10 ölçüm elde edildi ve elde edilen değerlerin ortalamaları alınarak oksijen inhibisyon tabakası kalınlık değeri μm cinsinden kaydedildi.



Resim 3.6. Kullanılan KFGK miktarının standardizasyonu için KFGK'in hassas terazide tartılması



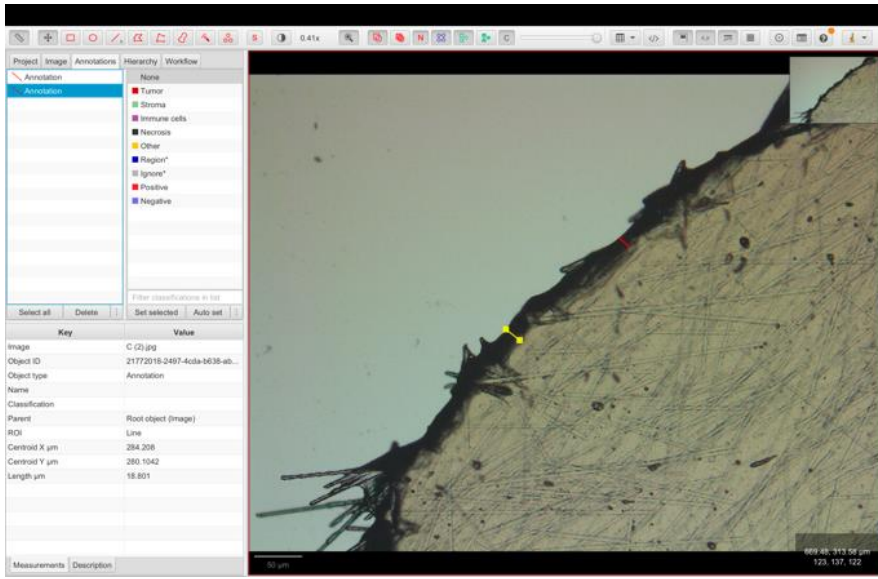
Resim 3.7. Standart kalınlık oluşturmak için lamaların arasına KFGK'lerin her iki tarafına cam lamel yerleştirilmesi ve ışık uygulanması



Resim 3.8. Hazırlanan örneklerin mikrograflarının alınmasından önce mikrograf alınacak bölgelerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla örneklerin işaretlenmesi



Resim 3.9. Örneklerin mikrograflarının alınması



Resim 3.10. KFGK'lerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ölçümü

3.7. SEM İncelemesi

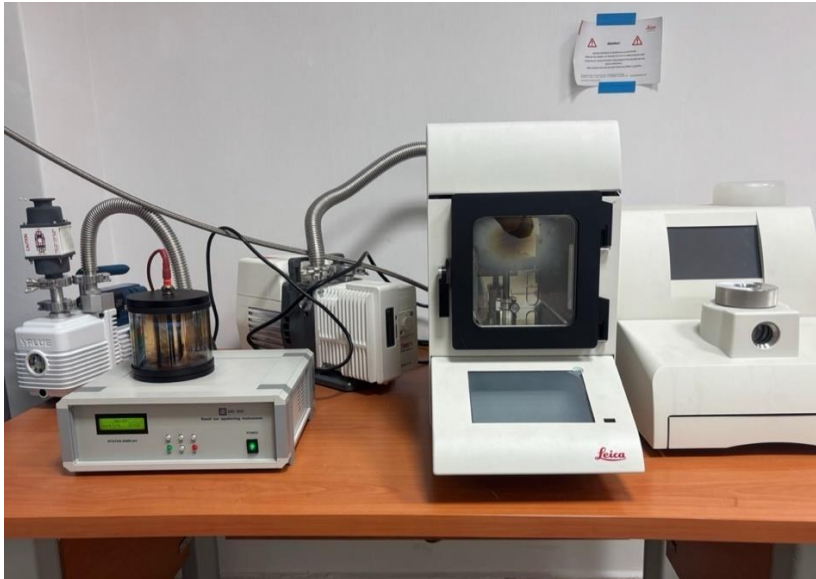
Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası kopma yüzeylerinin incelenmesi için makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında örnekler kopma yüzeyleri üstte olacak şekilde SEM ile incelendi.

KFGK yüzeylerinin ve KFGK'ler ile üzerlerine örtüleme amacıyla yerleştirilen mikrohibrit, nanohibrit ve akışkan kompozit rezinler arasındaki bağlanma arayüzünün SEM altında incelenebilmesi için 2x4x4 mm büyüklüğünde kalıplar kullanılarak her grup için ikişer örnek hazırlandı.

Bağlantı ara yüzeylerinin SEM ile incelenebilmesi amacıyla ortadan ikiye ayrılabilen metal bir kalıp kullanıldı. Öncelikle kalıba KFGK yerleştirilerek polimerize edildi. Ardından üzerine örtüleme amacıyla kullanılacak olan kompozit rezin ilave edilip polimerizasyonu tamamlandı. Kalıp ikiye ayrıldığında, elde edilen örneklerin bağlantı yüzeyleri doğrudan gözlemlenebilir hale geldi. Örneklerin kalıptan çıkarılması sırasında kenarlarda çıkıntılar ve yer yer kopmalar olduğundan SEM analizinden önce örnek yüzeyleri sırasıyla 600, 800, 1000 gridlik zımpara ile zımparalanarak düzgün bir topografi elde edildi. Ardından ultrasonik su banyosunda temizlenip kurutulan örnekler, görüntüleme için hazır hale getirildi.

KFGK yüzeyinin SEM ile incelenmesi amacıyla hazırlanan örnekler için de aynı metal kalıp kullanıldı. Düşük viskoziteli KFGK kalıba yerleştirip polimerize edildikten sonra kalıptan çıkarıldı ve herhangi bir işlem uygulanmadan örneğin üst yüzeyi SEM ile incelendi. Yüksek viskoziteli KFGK için de aynı işlem gerçekleştirildi. Yüzey topografisi için birer örnek anlatılan şekilde hazırlanırken, birer örnek benzer şekilde polimerize edilmesinin ardından kalıptan çıkarılıp sırasıyla 600, 800, 1000 gridlik zımpara ile zımparalandı. Zımparalanan yüzeyler SEM ile incelendi.

SEM ile incelenecek yüzeyler 20 sn süreyle altın kaplama cihazında (SBC-800 Small Ion Sputtering Instrument) 8 nm kalınlığında altın ile kaplandı (Resim 3.10). Örnek yüzeyleri SEM (SU5000 SEM, Hitachi, Japonya) ile farklı büyütme ölçeklerinde (x35, x250, x500, x1500, x2000) incelendi (Resim 3.11).



Resim 3.11. Altın kaplama cihazı



Resim 3.12. Taramalı elektron mikroskobu

3.8. İstatistiksel Analiz

Verilerin istatistiksel analizi için IBM SPSS 25.0 (Statistical Package for Social Science, SPSS Inc; Chicago; IL, ABD) paket programı kullanıldı. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Kolmagorov-Smirnov ve Shapiro Wilk's testi kullanılarak; varyans homojenliği ise Levene testi kullanılarak değerlendirildi. Verilerin normallik varsayımını karşılaması ve varyansların homojen olması sebebiyle istatistiksel analiz için parametrik testler kullanıldı. Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesinde bağımlı değişkenlerin (KFGK ve örtüleme kompozit rezin tipi) bağımsız değişken (MPa) üzerindeki etkisinin incelenmesi için çift yönlü varyans analizi ve grupların çoklu karşılaştırması için Tukey HSD testi kullanıldı. Farklı KFGK'lerin (F ve P) pürüzlülük ve oksijen inhibisyon tabakası kalınlıklarının karşılaştırılması için ise bağımsız örneklem t-testi kullanıldı. Her iki test için güven aralığı %95 olarak belirlendi.



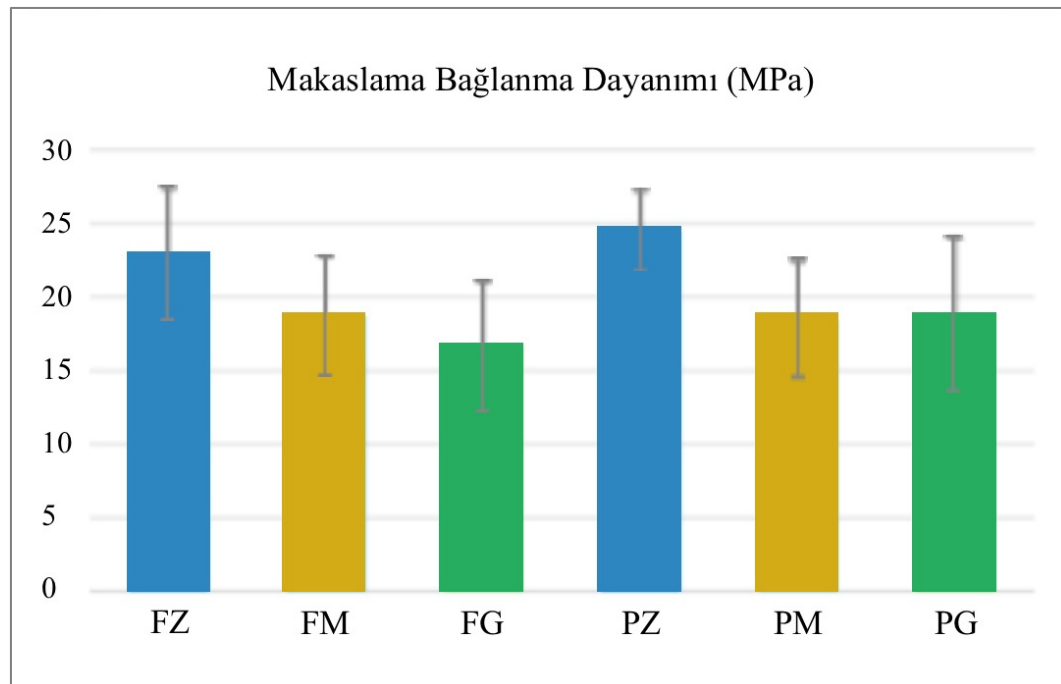
4. BULGULAR

4.1. Farklı Özelliklere Sahip Kompozit Rezinlerin Düşük ve Yüksek Viskoziteli KFGK'lere Makaslama Bağlanma Dayanım Değerleri Bulguları

Örneklerin 24 saat boyunca 37°C etüvde distile suda bekletilmesinden sonra uygulanan makaslama bağlanma dayanım testi sonucunda elde edilen veriler Çizelge 4.1 ve Şekil 4.1'de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Makaslama bağlanma dayanımına ilişkin betimsel istatistikler

KFGK	Kompozit	n	Ortalama (MPa)	Standart Sapma
F	Z	15	22.90 ^a	4.40
	M	15	18.72 ^b	4.02
	G	15	16.65 ^b	4.34
	Toplam	45	19.42	4.92
P	Z	15	24.53 ^a	2.65
	M	15	18.49 ^b	3.90
	G	15	18.67 ^b	5.32
	Toplam	45	20.56	4.92
Toplam	Z	30	23.71	3.66
	M	30	18.61	3.89
	G	30	17.66	4.88
	Toplam	90	19.99	4.92



Şekil 4.1. Çalışma gruplarının makaslama bağlanma dayanım değerleri

Elde edilen verilerin çift yönlü ANOVA kullanılarak değerlendirilmesi sonucunda elde edilen bulgular Çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.2. Çift yönlü ANOVA testi sonuçları

Kaynak	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi (Df)	Kareler ortalaması	F	p	Etki büyüklüğü(η^2)
Düzeltilmiş model	687.106	5	137.421	7.862	0.000	0.319
Kesişim	35976.404	1	35976.404	2058.212	0.000	0.961
KFGK	29.207	1	29.207	1.671	0.200	0.020
Kompozit	636.245	2	318.123	18.200	0.000	0.302
KFGK x Kompozit	21.652	2	10.826	0.619	0.541	0.015
Hata	1468.273	84	17.479			
Toplam	38131.781	90				
Düzeltilmiş toplam	2155.377	89				

KFGK yüzeyini örtülemek amacıyla kullanılan kompozit rezinlerin çoklu karşılaştırılması Çizelge 4.3’te, örtüleme kompozit rezin gruplarında KFGK’lerin karşılaştırılması Çizelge 4.4’te. verilmiştir. Kompozit rezinlerin kendi aralarında karşılaştırılması ise Çizelge 4.5’te, bu verilerin grafiksel gösterimi Şekil 4.2’de yer almaktadır.

Çizelge 4.3. KFGK yüzeylerinde kullanılan örtüleme kompozitlerinin karşılaştırılması

KFGK	(I) Kompozit ort.	J(Kompozit)	(I-J) Ort. Fark	p
F	Z	M	4.179*	0.023
		G	6.250*	0.000
	M	Z	-4.179*	0.023
		G	2.071	0.535
	G	Z	-6.250*	0.000
		M	-2.071	0.535
P	Z	M	6.035*	0.000
		G	5.857*	0.001
	M	Z	-6.035*	0.000
		G	-0.178	1.000
	G	Z	-5.857*	0.001
		M	0.178	1.000

*ortalama fark %95’lik güven aralığında istatistiksel olarak anlamlıdır.

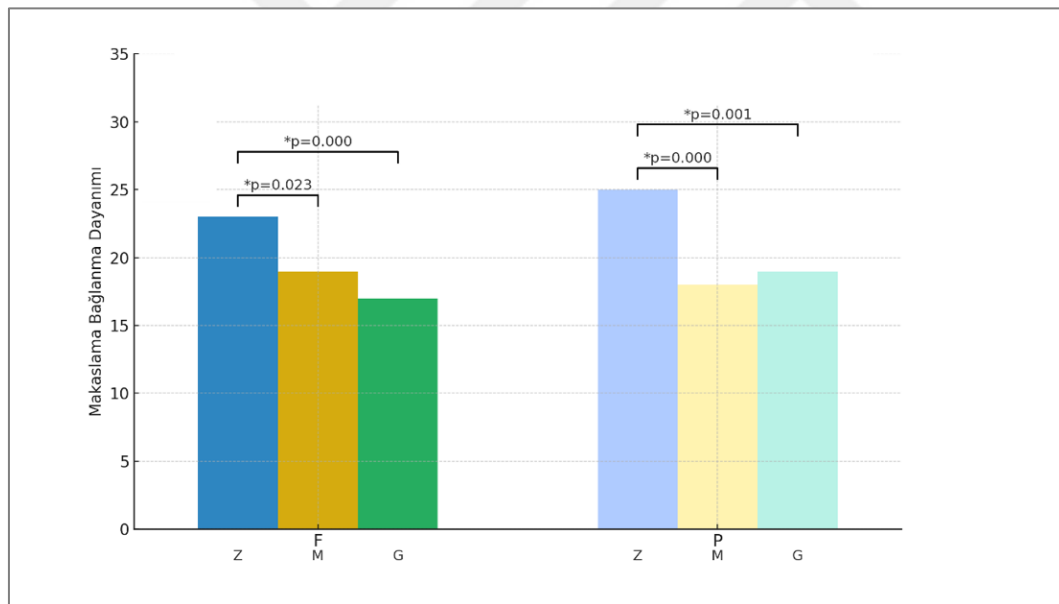
Çizelge 4.4. Örtüleme için kullanılan kompozit rezin gruplarında KFGK'lerin karşılaştırılması

Kompozit	(I) KFGK	(J) KFGK	Ort. Fark (I-J)	p
Z	F	P	-1.627	0.289
M	F	P	0.229	0.881
G	F	P	-2.020	0.189

Çizelge 4.5. Kompozit rezinlerin kendi aralarında karşılaştırılması

Kompozit	Kompozit	Ortalama fark (I-J)	Hata	p	Alt Sınır	Üst Sınır
Z	M	5.1070*	1.07949	0.000	2.5314	7.6826
	G	6.0537*	1.07949	0.000	3.4781	8.6293
M	Z	-5.1070*	1.07949	0.000	-7.6826	-2.5314
	G	0.9467	1.07949	0.656	-1.6289	3.5223
G	Z	-6.0537 *	1.07949	0.000	-8.6293	-3.4781
	M	-0.9467	1.07949	0.656	-3.5223	1.6289

*ortalama fark %95'lik güven aralığında istatistiksel olarak anlamlıdır.



Şekil 4.2. Örtüleme kompozitleri arasındaki istatistiksel farkın grafiksel gösterimi

Düşük viskoziteli KFGK kullanılan gruplarda en yüksek makaslama bağlanma değerleri sırasıyla FZ, FM ve FG gruplarından elde edildi. FZ grubu, FM ve FG grubuna kıyasla anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdi ($p < 0.05$). FM ve FG grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenmedi ($p = 0.535$).

Yüksek viskoziteli KFGK kullanılan gruplarda ise en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerleri sırasıyla PZ, PG, PM gruplarından elde edildi. PZ grubu, PM ve PG gruplarına

göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdi ($p<0.05$). PG ve PM grupları benzer makaslama bağlanma dayanımı değerleri sergiledi ($p=1.000$).

FZ grubu PZ grubundan daha düşük makaslama bağlanma dayanım değerleri gösterirken iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0.289$). FM grubu PM grubu ile benzer makaslama bağlanma dayanım değerleri gösterdi ($p=0.881$). FG grubu PG grubundan düşük makaslama bağlanma dayanım değerleri sergiledi. Bu iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0.189$).

Çift yönlü ANOVA analizi sonuçları, KFGK'lerin viskozite faktörünün makaslama bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığını gösterdi ($F=1.671$, $p=0.200$). Buna karşın, üst tabakada örtüleme için kullanılan kompozit tipi bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir ($F=18.200$), $p=0.000$). İki faktör arasındaki etkileşim etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($F=0.616$, $p=0.541$).

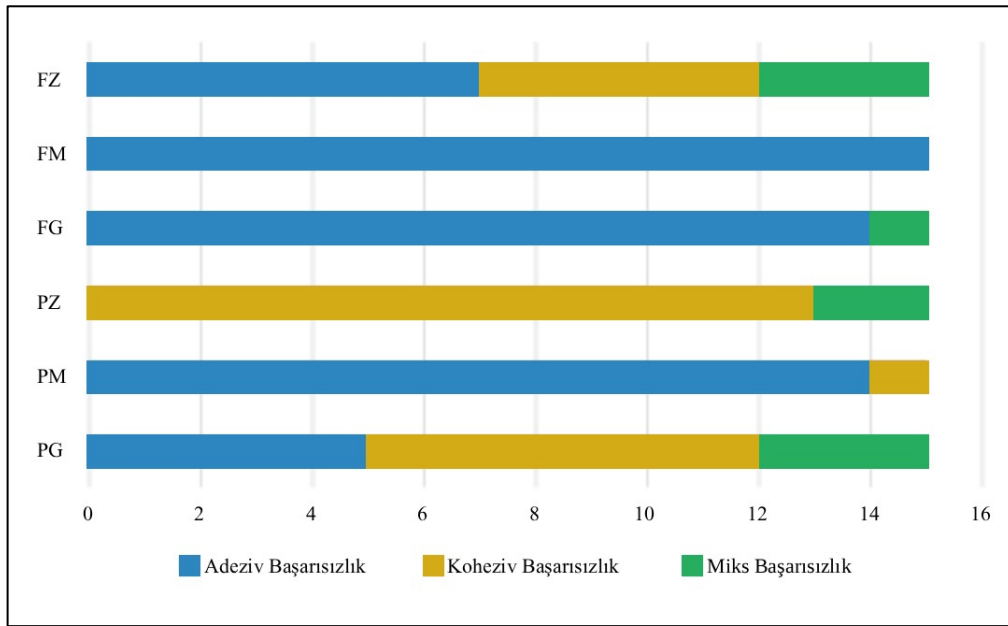
Tukey HSD çoklu karşılaştırma testine göre, mikrohibrit kompozit rezinin (Filtek Z250) bağlanma dayanımı, nanohibrit (Clearfil Majesty Posterior) ve akışkan kompozit rezinden (G-aenial Universal Injectable) anlamlı derecede yüksektir ($p<0.05$), ancak nanohibrit ve akışkan kompozitler arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0.656$). Bu kompozit rezinler arasındaki istatistiksel fark Şekil 4.2'deki grafikte gösterilmiştir.

4.2. Kırılma Yüzey Analizi Bulguları

Gruplardan elde edilen kırılma analizi bulguları Çizelge 4.6'da ve Şekil 4.3'te gösterilmiştir. Bulgular incelendiğinde gruplarda adeziv, koheziv ve karışık başarısızlık tiplerinin görüldüğü gözlemlendi. PZ ve PG gruplarında daha yüksek oranda koheziv tipte başarısızlık gözlemlendi. Diğer tüm gruplarda genellikle adeziv tipte başarısızlık kaydedildi.

Çizelge 4.6. Kırılma analizi bulguları

Gruplar	Adeziv Başarısızlık		Koheziv Başarısızlık		Miks Başarısızlık	
	n	%	n	%	n	%
FZ	7	46	5	33	3	20
FM	15	100	0	0	0	0
FG	14	93	0	0	1	6
PZ	0	0	13	86	2	13
PM	14	93	1	6	0	0
PG	5	33	7	46	3	20



Şekil 4.3. Örneklerin kırılma analizi bulgularının grafiksel gösterimi

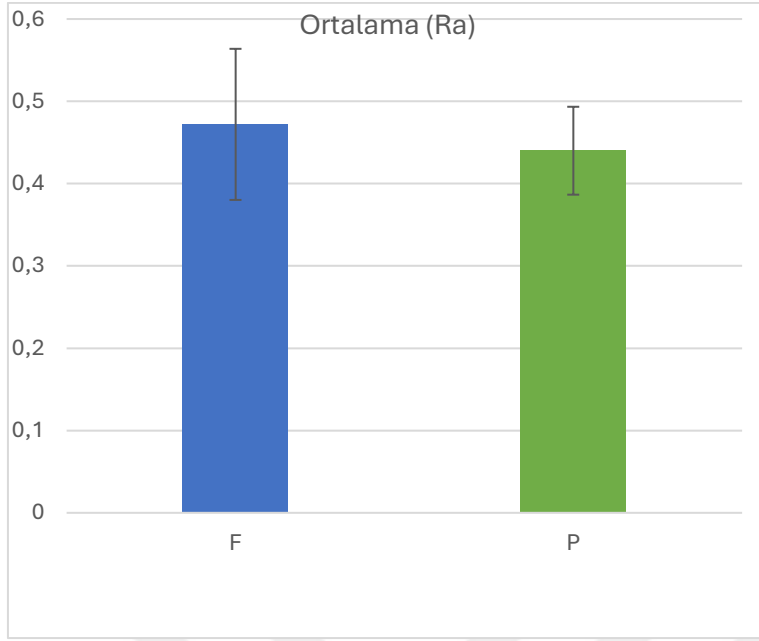
4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca 37°C etüvde distile suda bekletildikten sonra elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) bulguları, standart sapma değerleri ve bağımsız örneklem t-testi sonuçları Çizelge 4.7’de, bu verilerin grafiksel gösterimi Şekil 4.4’te verilmiştir.

Çizelge 4.7. Tanımlayıcı istatistikler ve bağımsız örneklem t-testi sonucu

Pürüzlülük (Ra)	Gruplar	N	Ortalama (Ra)	Standart sapma	t-testi		
					t	df	p
	F	5	0.4720	0.0918	0.674	8	0.519*
	P	5	0.4400	0.0534			

* %95’lik güven aralığında istatistiksel olarak anlamlı değildir.



Şekil 4.4. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü bulgularının grafiksel gösterimi

Çalışmada kullanılan KFGK materyallere ilişkin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri karşılaştırıldığında, F gruplarının değerlerinin P gruplarına göre daha yüksek olduğu görüldü.

Ancak gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0.05$)

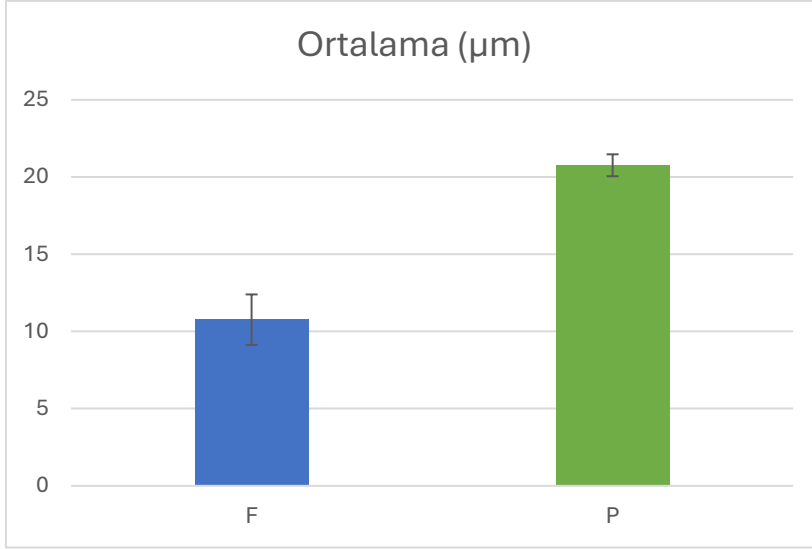
4.4. Oksijen İnhibisyon Tabakası Kalınlığı Ölçüm Bulguları

Hazırlanan örneklerin stereomikroskop altında incelenip mikrograflarının alınmasının ardından yapılan ölçümlerde elde edilen ortalama oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı (μm) bulguları, standart sapma değerleri ve bağımsız örneklem t-testi sonuçları Çizelge 4.8’de, bulguların grafiksel gösterimi Şekil 4.5’te verilmiştir.

Çizelge 4.8. Tanımlayıcı istatistikler ve bağımsız örneklem t-testi sonucu

Oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı (μm)	Gruplar	N	Ortalama (μm)	Standart sapma	t-testi		
	F	5	10.76	1.637	t	df	p
	P	5	20.76	0.711	12.521	5.457	0.000*

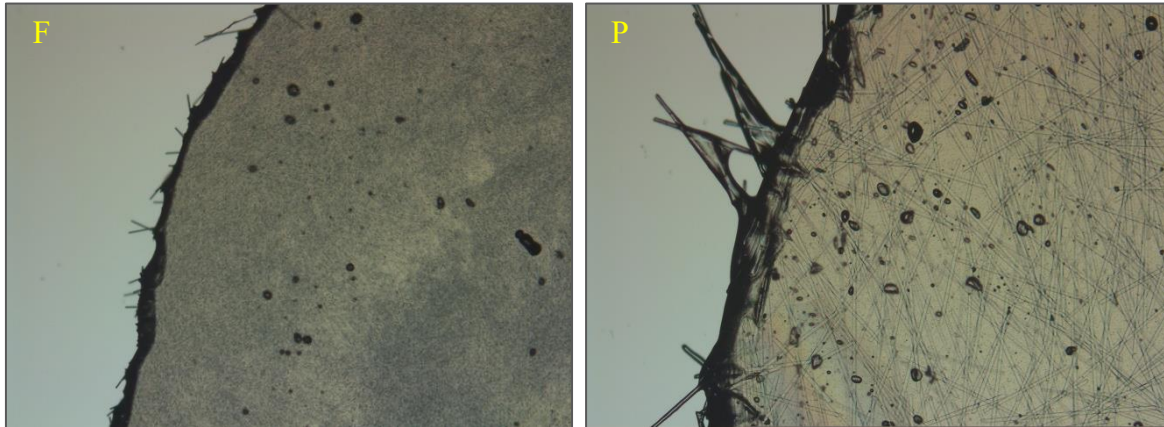
* %95’lik güven aralığında istatistiksel olarak anlamlıdır.



Şekil 4.5. Örneklerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ölçüm bulgularının grafiksel gösterimi

Çalışmada kullanılan KFGK materyallere ilişkin oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ölçümleri karşılaştırıldığında, F gruplarının oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ölçüm değerlerinin, P gruplarına göre oldukça düşük olduğu gözlemlendi. Yapılan istatistiksel analize göre P gruplarının oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının, F grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu görüldü ($p < 0.05$).

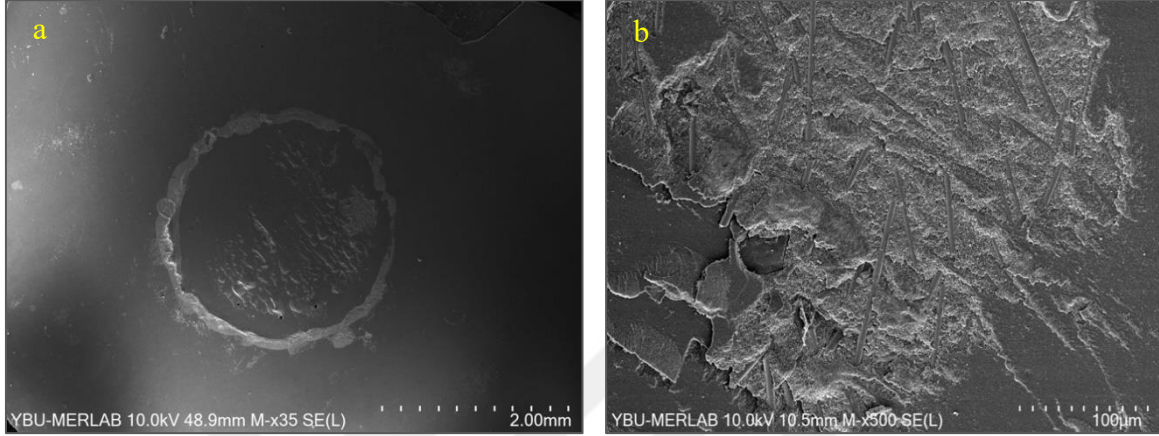
Sırasıyla düşük ve yüksek viskoziteli KGFK'lerin iki lam arasında polimerize edilmesinin ardından, örneklerin hava ile temas eden yüzeylerinin farklı bölgelerinden stereomikroskop ile elde edilen görüntüler Şekil 4.6'da verilmiştir.



Şekil 4.6. everX Flow (F) ve everX Posterior (P) oksijen inhibisyon tabakası mikrografları

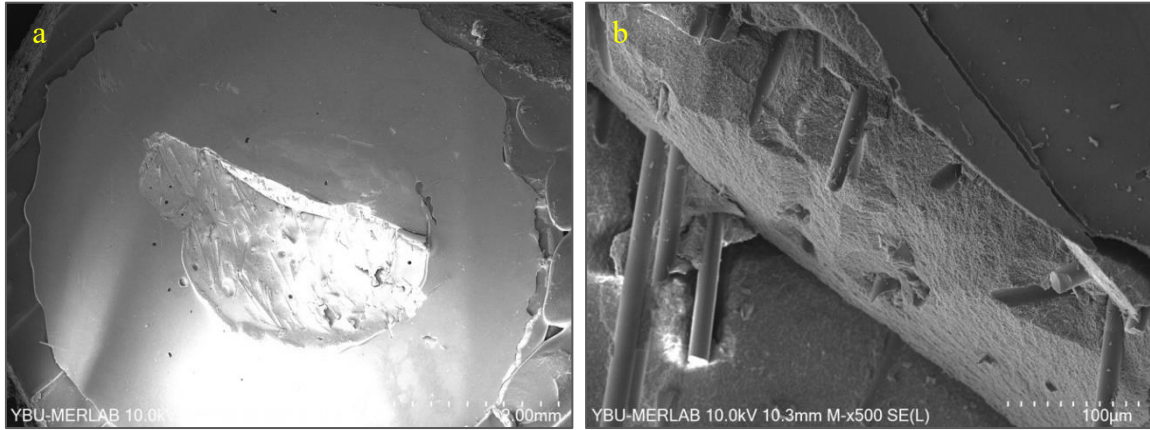
4.5. SEM analizi bulguları

FG grubuna ait örneğin makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra elde edilen adeziv kopma yüzeyinin SEM görüntüsü Şekil 4.7’de verilmiştir.



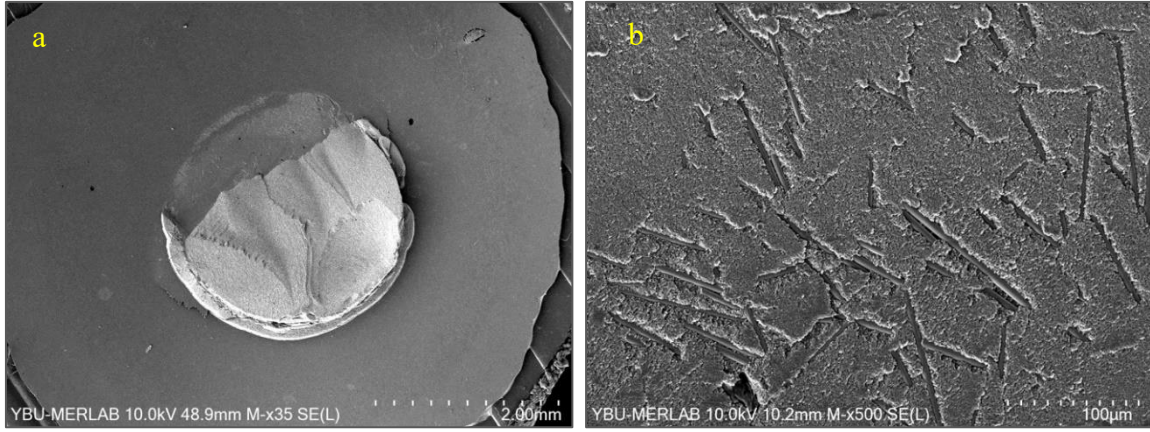
Şekil 4.7. Adeziv kopma örneğine ait x35 (a) ve x500 (b) büyütmede SEM görüntüleri

FZ grubuna ait örneğin makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra elde edilen miks kopma yüzeyinin SEM görüntüsü Şekil 4.8’de verilmiştir.



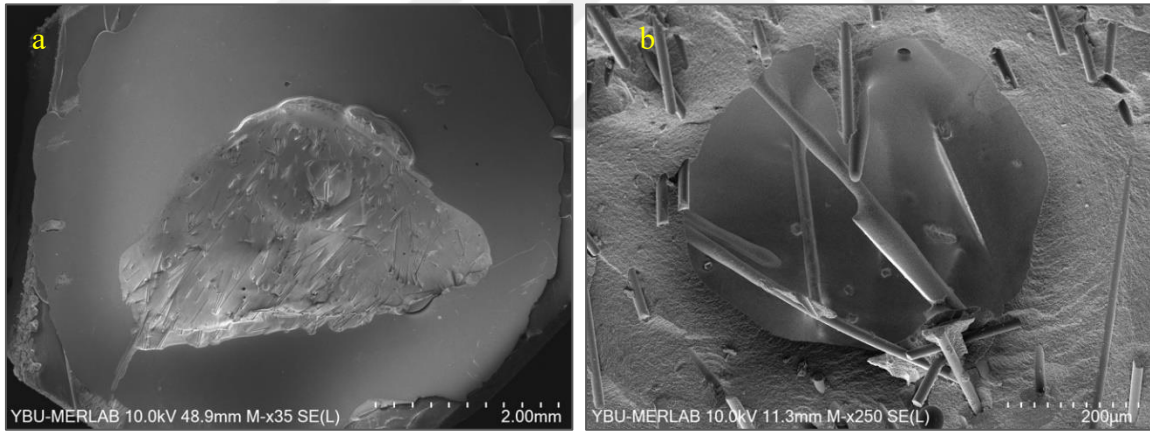
Şekil 4.8. Miks kopma örneğine ait x35 (a) ve x500 (b) büyütmede SEM görüntüleri

FZ grubuna ait örneğin makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra koheziv kopma yüzeyinin SEM görüntüsü Şekil 4.9’da verilmiştir. Görüntüde kompozit rezinin büyük bir kısmının fiber yüzeyinden ayrılmadığı, kendi içerisinde kopmaya uğradığı görülmektedir.



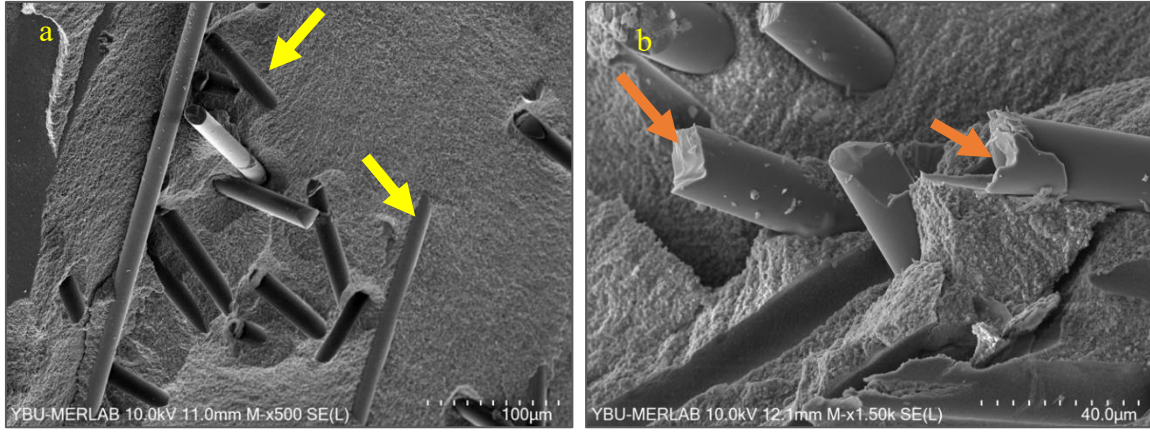
Şekil 4.9. Kompozit yüzeyinde koheziv kopma örneğine ait x35 (a) ve x500 (b) büyütmede SEM görüntüleri

PZ grubuna ait örneğin koheziv kopma yüzeyinin SEM görüntüsü Şekil 4.10'da verilmiştir. Yüzeyde örtüleme kompoziti neredeyse izlenmemekte, KFGK yüzeyinde oluşan belirgin bir çöküntü dikkat çekmektedir.



Şekil 4.10. KFGK yüzeyinde koheziv kopma örneğine ait x35 (a) ve x250 (b) büyütmede SEM görüntüleri

KFGK'de koheziv kopma örneğinin yüzeyindeki fiberler Şekil 4.11'de gösterilmiştir. Sarı oklar, fiberlerin yüzeyden ayrılmasıyla ortaya çıkan boşluk alanları işaret etmektedir. Turuncu oklar fiberler üzerinde meydana gelen kırıkları (chipping) göstermektedir.

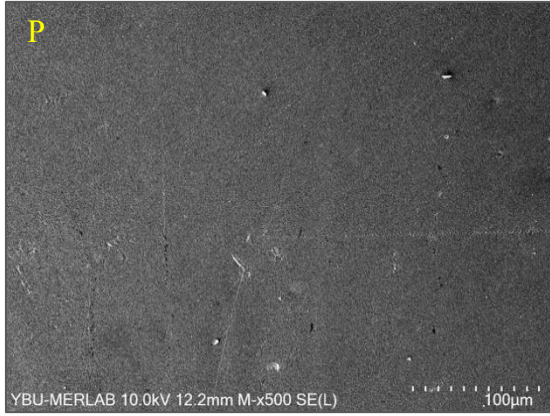


Şekil 4.11. KFGK yüzeyinde koheziv kopma örneğine ait x500 (a) ve x1500 (b) büyütmede SEM görüntüleri

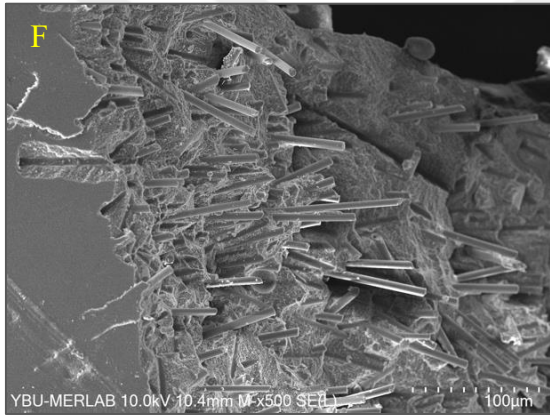
Şeffaf bant altında polimerize edilen düşük ve yüksek viskoziteli KFGK örneklerinin yüzeyine herhangi bir işlem yapılmamış hali sırasıyla Şekil 4.12 ve 4.13'te görülmektedir. Her iki KFGK için de kompozit rezin yüzeyine fiber çıkışı gözlenmemektedir. Yüzey homojen bir görünüme sahip olup, rezinden zengin tabaka ile kaplı olduğu görülmektedir. Aynı örneklerin yan yüzeylerinden elde edilen görüntülerde örneklerin kenar bölgelerinde kalıpla temas eden bölgelerinden kopan fiber uzantıları Şekil 4.14 ve 4.15'te görülmektedir.



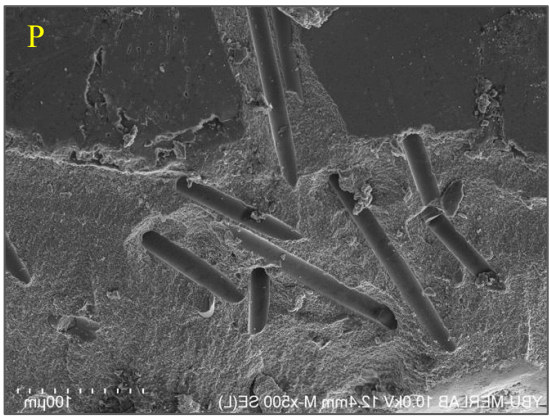
Şekil 4.12. everX Flow (F) herhangi bir işlem uygulanmamış yüzeyi x500 büyütmede SEM görüntüsü



Şekil 4.13. everX Posterior (P) herhangi bir işlem uygulanmamış yüzeyi büyütmede SEM görüntüsü



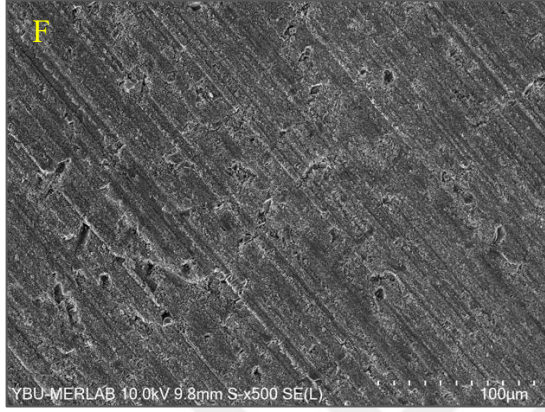
Şekil 4.14. everX Flow (F) örneklerin kenar bölgelerinden kopan fiberlere ait SEM görüntüsü



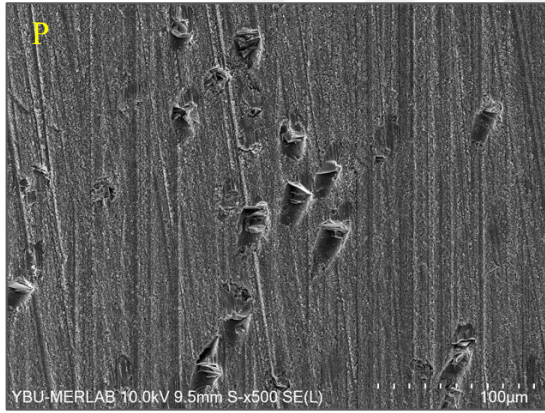
Şekil 4.15. everX Posterior (P) örneklerin kenar bölgelerinden kopan fiberlere ait SEM görüntüsü

Şeffaf bant altında polimerize edilen düşük ve yüksek viskoziteli KFGK örneklerinin yüzeyleri 600, 800, 1000 gridlik zımpara ile zımparalandıktan sonra alınan görüntüler

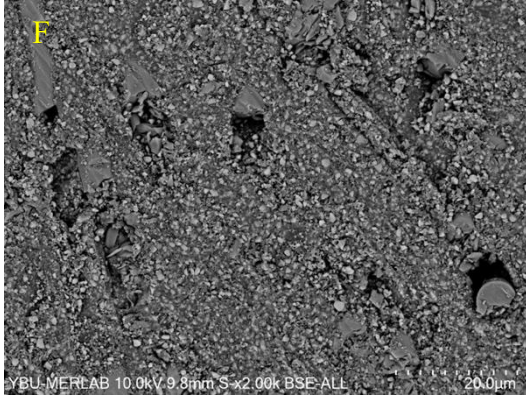
sırasıyla Şekil 4.16 ve 4.17’de, daha büyük büyütmeler ise sırasıyla şekil 4.18 ve 4.19’da görülmektedir. Yüzeye herhangi bir işlem yapılmayan örneklerin aksine zımparalanan yüzeylerde fiberlerin açığa çıktığı görülmektedir. Görüntülerde her iki KFGK materyalinin de fiber uzantıları etrafında boşluk olmadığı görülmektedir.



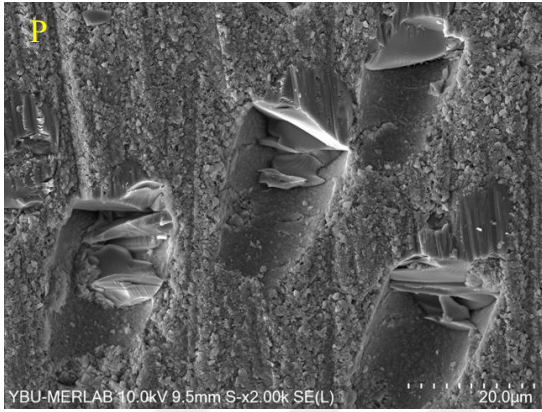
Şekil 4.16. everX Flow (F) örneklerinin zımparalanan yüzeyi x500 büyütmede SEM görüntüsü



Şekil 4.17. everX Posterior (P) örnekklerinin zımparalanan yüzeyi x500 büyütmede SEM görüntüsü

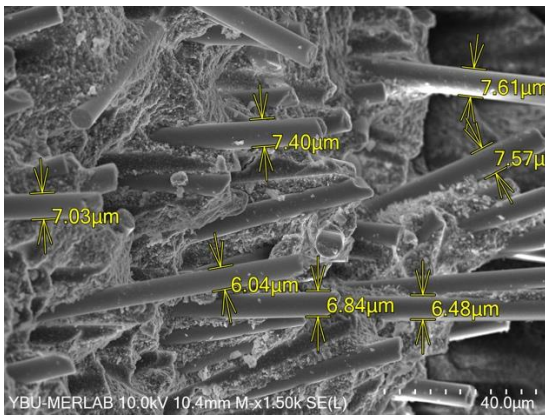


Şekil 4.18. everX Flow (F) zımparalanan yüzeyi x2000 büyütmede SEM görüntüsü

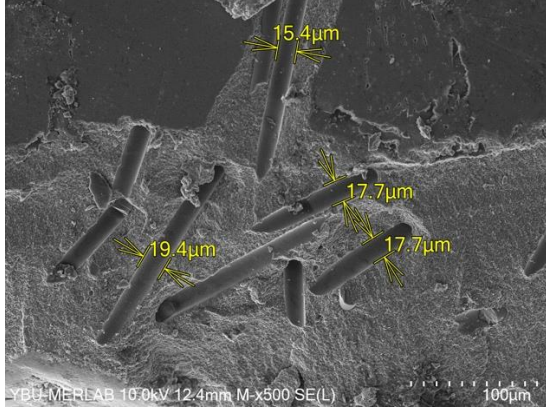


Şekil 4.19. everX Posterior(P) zımparalanan yüzeyi x2000 büyütmede SEM görüntüsü

SEM görüntülerinde ölçülen fiber çaplarının her iki KFGK için üretici firma tarafından belirtilen değerlerle uyumlu olduğu görüldü (Şekil 4.20 ve 4.21).

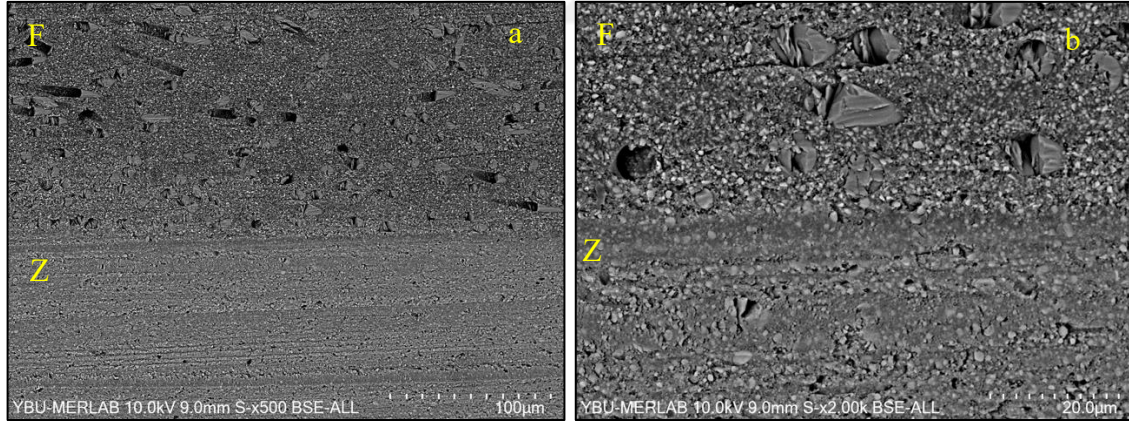


Şekil 4.20. everX Flow yüzeyi x1500 büyütmede SEM görüntüsü



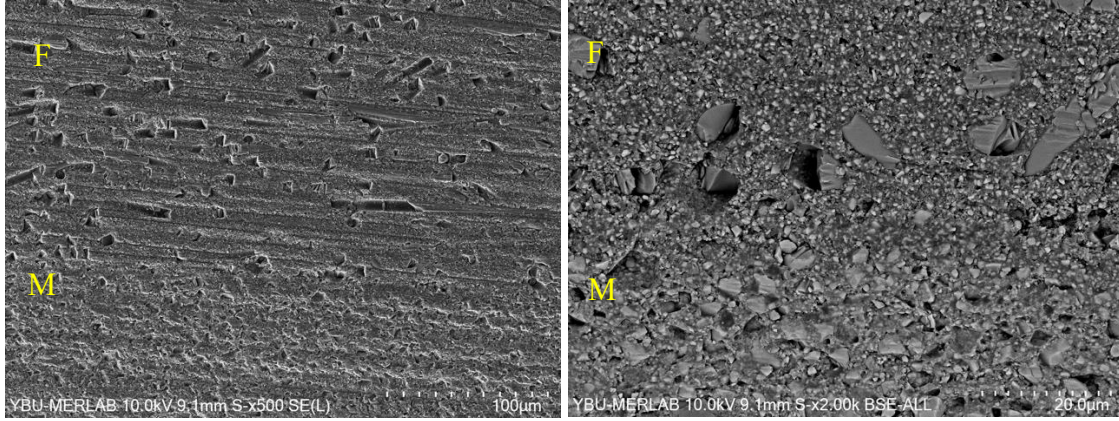
Şekil 4.21. everX Posterior x500 büyütmede SEM görüntüsü

everX Flow'un üzerine Filtek Z250 uygulanarak polimerize edilen örneğin yan kesiti zımparalanarak bağlanma ara yüzünden elde edilen SEM görüntüsü Şekil 4.22'de görülmektedir. Şekilde üst tabakada fiberler ve etrafında mikroporoziteler altta ise daha homojen bir yapı görülmektedir. KFGK ve Z250 arasında belirgin bir ayrılma hattı gözlenmemekte, bu da iki tabakanın birbirine başarılı şekilde adapte olduğunu düşündürmektedir.



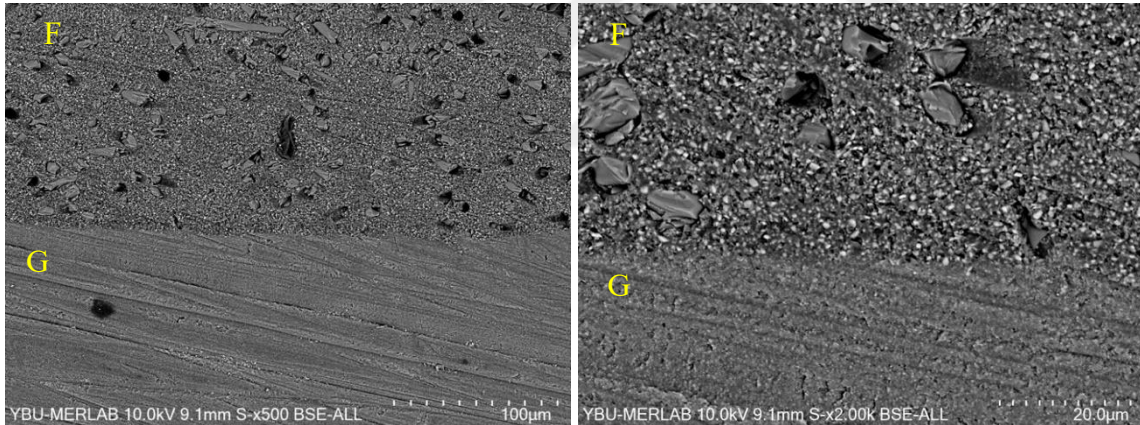
Şekil 4.22. everX Flow (F) ve Filtek Z250 (Z) bağlanma yüzeyi x500 (a) ve 2000 (b) büyütmede SEM görüntüleri

everX Flow'un üzerine Clearfil Majesty Posterior uygulanarak polimerize edilen örneğin yan kesiti zımparalanarak bağlanma ara yüzünden elde edilen SEM görüntüsü Şekil 4.23'te verilmiştir. Görüntülerde bağlanma ara yüzeyinde boşluk izlenmemekte, tabakalar arasında iyi adaptasyon sağlandığı görülmektedir. İki kompozit arasındaki ayrım belirgindir.



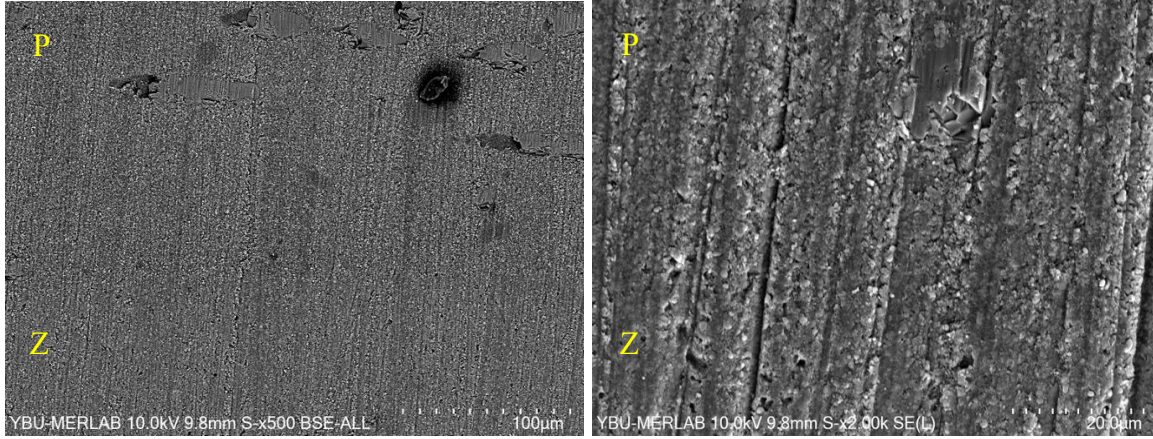
Şekil 4.23. everX Flow (F) ve Clearfil Majesty Posterior (M) bağlanma yüzeyi x500 ve 2000 büyütmede SEM görüntüleri

everX Flow'un G-aenial Injectable ile örtüldüğü örneğin yan kesitinden alınan bağlanma ara yüzey görüntüsü Şekil 4.24'te verilmiştir. İki tabaka arasında boşluk izlenmemektedir. Ara yüzeyin sürekliliği korunmuştur.



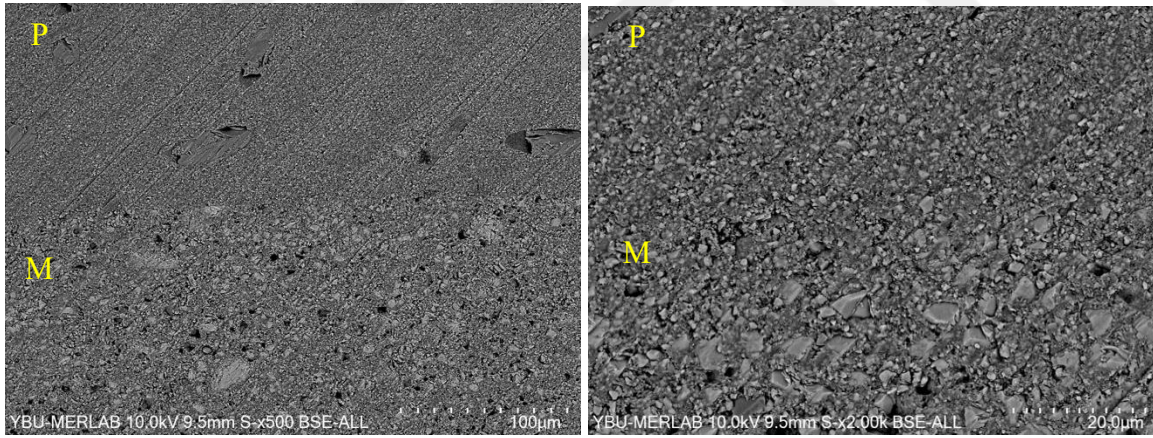
Şekil 4.24. everX Flow (F) ve G-aenial Universal Injectable (G) bağlanma yüzeyi x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüleri

everX Posterior'un üzerine Filtek Z250 uygulanarak polimerize edilen örneğin yan kesiti zımparalanarak bağlanma ara yüzünden elde edilen SEM görüntüsü Şekil 4.25'te verilmiştir. Görüntülerde üst tabakada fiberler, alt tabakada homojen bir yapı izlenmekle birlikte iki kompozit rezin arasında herhangi bir net bir ayrım görülmemekte, bağlanma ara yüzü takip edilememektedir.



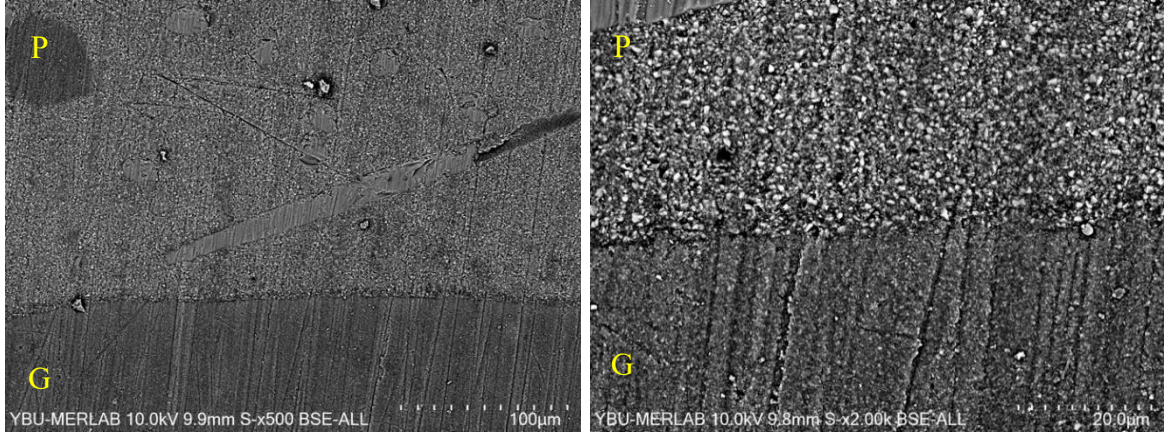
Şekil 4.25. everX Posterior (P) ve Filtek Z250 (Z) bağlanma yüzeyi x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüleri

everX Posterior'un Clearfil Majesty Posterior ile örtüldüğü örneğin yan kesiti zımparalanarak elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.26'da verilmiştir. Üst tabakada fiber kesitleri, alt tabakada rezin matriks içinde dağılmış yuvarlak ve düzensiz şekilli doldurucu partiküller görülmektedir. İki tabaka arasında belirgin bir ayırım izlenmektedir.



Şekil 4.26. everX Posterior (P) ve Clearfil Majesty Posterior (M) bağlanma yüzeyi x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüleri

everX Posterior'un G-aenial Injectable ile örtüldüğü örneğin yan kesitinden alınan bağlanma ara yüzey görüntüsü Şekil 4.27'de verilmiştir. Görüntülerde iki kompozit rezinin bağlandığı alan net bir şekilde ayrılmaktadır. Üst tabakanın alt tabaka yüzeyine adapte olduğu görülmektedir.



Şekil 4.27. everX Posterior (P) ve G-aenial Universal Injectable (G) bağlanma yüzeyi x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüleri



5. TARTIŞMA

Kompozit rezinler; diş yapılarına adezyon sağlayabilmeleri, manipülasyonlarının kolay olması, iyi mekanik özellikleri, estetik olmaları, başarısızlık durumunda tamir edilebilmeleri gibi avantajlarından dolayı diş hekimliği pratiğinde çok sık kullanılan bir materyal haline gelmiştir [4, 22]. Ancak kompozit rezin materyallerin kırılma dayanımları düşük olduğundan [95] bu materyallerin yüksek stres alan bölgelerde kullanıldığı durumlarla ilgili endişeler devam etmektedir [22]. Madde kaybı fazla olan dişlere yapılacak restorasyonlarda kompozit rezinlerin yetersiz kırılma dayanımları sebebiyle sınırlamaları olduğu literatürde gösterilmektedir [96]. Son yıllardaki sistematik derlemeler ve klinik çalışmalar, posterior dişlerdeki direkt restorasyonların en yaygın başarısızlık nedenlerinden birinin restorasyon kırıkları olduğunu göstermiştir [77]. Küçük ve orta büyüklükteki kavitelerin kompozit rezin ile restore edilmesi iyi bir klinik performans gösterirken [3, 77] kompozit rezinlerle restore edilen ileri düzeyde madde kaybına sahip dişlerdeki geniş restorasyonlar kırılmaya daha fazla eğilimlidir [97-100]. Restorasyon boyutu genişledikçe restore edilemez kırıkların meydana gelme ihtimali artmakta, restorasyon ömrü kısalmaktadır. Mevcut kanıtlar ışığında, posterior restorasyonların mekanik özelliklerinin çok faktörlü ve kompleks olduğu; materyal özellikleri, uygulama teknikleri, kalan doku miktarı gibi birçok durumdan etkilendiği bilinmektedir [77]. Bu sebeple direkt kompozit restorasyonlar, çok yüzölçümlü geniş kaviteler veya endodontik tedavili dişler gibi aşırı madde kaybının olduğu durumlarda en iyi seçenek olmayabilir [96]. Kompozit rezinlerin, tüberkülleri içeren direkt posterior restorasyonlar gibi yüksek stres taşıyan alanlarda kullanımını genişletmek için estetik özellikleri korurken özellikle yük taşıma kapasitesi ve aşınma direnci gibi mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi gerekmektedir [101-103]. Bu amaçla geleneksel kompozit rezinlerin içerisine fiber eklenerek yeni kompozit rezinler geliştirilmiştir [64]. *In vitro* çalışmalardan elde edilen bulgular, yapısal olarak zayıflamış dişlerin geniş kaviteleri restore edilirken kavite taban materyali olarak KFGK kullanımının, restorasyonların kırılma dayanımını artırma eğiliminde olduğunu göstermiştir [76].

KFGK'ler ilk olarak 1990'ların sonlarında tepilebilir kompozit rezinler olarak piyasaya sürülmüştür (Alert, Jeneric/Pentron; Nulite F, NSI Dental) [73]. Bu materyaller kabul edilebilir mekanik performans sergilemiş olsalar da yüzey pürüzlülüğü, aşınma direnci, materyal ve tüberkül kırıkları gibi bazı klinik sorunlar bildirilmiştir [75]. KFGK'lerin içeriğindeki fiberlerin güçlendirme kapasitesi ancak en/boy oranları yaklaşık 30 ile 94

arasında olduğunda güvenilir kabul edilmektedir. Eğer bu oran kritik eşik olan 30'un altında kalırsa, fiberler yalnızca inert doldurucu gibi davranır ve materyalin güçlendirilmesine katkı sağlayamaz [104]. KFGK'lerin önceki formülasyonlarında kullanılan fiberlerin uzunluğunun kritik fiber uzunluğunun altında kalması bahsedilen problemleri açıklamaktadır [75]. Günümüzde klinik rutinde uygulanan, doğrudan dentin yerine kullanıma uygun bir KFGK olan everX Posterior, 2013 yılında kullanıma sunulmuştur. Bu materyalin düşük viskoziteli versiyonu olan everX Flow ise 2019 yılında üretilmiştir. Her iki KFGK materyalin de içeriğindeki fiberler kritik uzunluk eşiğini aşmakta ve materyali etkili bir şekilde güçlendirebilmektedir [104].

KFGK'ler, bileşimleri sayesinde gelişmiş mekanik ve fiziksel özellikler sunan [54] yüksek dayanıma sahip materyallerdir [64]. Bu materyaller yüksek stres alan bölgelerde kullanıldığında, restorasyonların kırılma ve çatlak ilerlemesine karşı direnci yükselir [54]. Fiberler, çatlak engelleyici işlevi görerek mekanik özellikleri iyileştirir [63]. Ayrıca, bu materyallerin polimerizasyonu esnasında fiberlerin arasındaki polimer matriks büzülebilir fakat materyal yatay düzlemde orijinal boyutlarını korur, fiberlerin uzunluğu doğrultusunda büzülemez. Dolayısıyla polimerizasyon büzülmesi tüm yönlerde eşit değildir. Önceki çalışmalar, KFGK'lerin, geleneksel kompozit rezinlere kıyasla daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiğini ortaya koymuştur [54].

KFGK'lerin tüm bu avantajlarına rağmen KFGK'lerin yüzey pürüzlülüklerinin yüksek olması, aşınma dirençlerinin düşük olması, estetik özelliklerinin yeterli olmaması gibi nedenlerle restorasyonun ağız ortamına açılacak yüzeylerinin 1-2 mm kalınlığında akışkan veya tepilebilir bir kompozit rezin ile restore edilerek örtülenmesi üreticiler tarafından önerilmektedir. Bu iki tabakalı restorasyonların önemli bir özelliği, doğal mine ve dentin yapısını taklit edebilme yeteneğidir. Garoushi ve arkadaşları dentini yapısal olarak taklit edebilen mevcut tek kompozit rezinin KFGK'ler olduğunu bildirmiştir [101]. İki tabakalı yapılarda en zayıf alanının bağlanma arayüzü olduğu bilinmektedir [105]. Bu nedenle, bağlanma arayüzünün kalitesi restorasyonların ömrü açısından büyük önem taşımaktadır. Bu tür iki tabakalı kompozit restorasyonlarla maksimum performansı elde edebilmek için bağlanma arayüzü optimum kalitede olmalıdır [77].

Literatürde KFGK'ler ve geleneksel kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özellikleri hakkında pek çok çalışma mevcut olmasına rağmen [106, 107] bu materyallerin birlikte

kullanımları ile ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur [96]. Mevcut bilgilerimiz ışığında literatürde KFGK'lerin örtüleme için kullanılan kompozit rezinlere bağlanma dayanımlarını araştıran az sayıda çalışma bulunmaktadır [76, 108].

Bu tez çalışmasında KFGK'ler ile restorasyon yüzeyini örtülemek için kullanılan farklı kompozit rezinler arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlendirilerek, doğru materyal kombinasyonlarının belirlenmesi amaçlandı. Doğru materyal kombinasyonlarının kullanımıyla restorasyonların klinik başarısı artacak, böylece tekrarlayan restorasyonların sayısı azaltılabilecektir.

Garoushi ve arkadaşları semi-IPN matriks yapısındaki deneysel kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin yük taşıma kapasitesini değerlendirdikleri çalışmalarında, KFGK'lerle yapılan restorasyonların yüzeyinin kompozit rezinle örtülenmesinin, bu restorasyonların uzun ömürlü olması açısından önemli bir rol oynadığını, yüksek stres taşıyan uygulamalarda başarısızlığın başlıca nedenlerinden birinin, örtüleme amacıyla kullanılan kompozit rezinin kırılması veya KFGK'den ayrılması (delaminasyonu) olduğunu belirtmiştir [61]. Bu nedenle iki tabakalı bu tip restorasyonlarda KFGK ile örtüleme amacıyla kullanılacak olan kompozit rezin materyal arasındaki bağlantı, final restorasyonun klinik ömrü açısından büyük önem taşımaktadır.

Taban materyali olarak kullanılan materyalin yüzey pürüzlülüğü, yüzey serbest enerjisi, materyalin reaktivitesi, viskozite, oksijen inhibisyon tabakasının varlığı, yüzeye ilave edilen örtüleme kompozit materyalin yapısı gibi faktörlerin taban materyaline bağlanma üzerinde etkiye sahip olabileceği bildirilmiştir [31, 109].

O'Neill ve arkadaşları [110], yüzeyi örtülenerek kullanılan düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezin materyallerin pürüzlülüğünü polisaj uygulamadan değerlendirmişlerdir. Bu tez çalışmasında da klinik uygulama esnasında üretici talimatları doğrultusunda KFGK yüzeyine, herhangi bir polisaj işlemi uygulanmadan örtüleme kompoziti uygulandığından, KFGK örneklerinin pürüzlülük ölçümleri 24 saatlik post polimerizasyonun ardından herhangi bir polisaj işlemi uygulanmadan gerçekleştirildi. Ayrıca materyallerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin incelenmesi amacıyla farklı viskozite ve polimer yapısına sahip KFGK'lerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlıkları literatürdeki çalışmalara benzer şekilde [31, 36, 111-113] ölçüldü.

Bu çalışmada taban materyali olarak iki farklı viskozite ve polimer yapıya sahip KFGK (düşük viskoziteli everX Flow ve yüksek viskoziteli everX Posterior) kullanıldı.

EverX Flow'un organik matriksi Bis-MEPP, TEGDMA VE UDMA'dan oluşmaktadır. Ağırlıkça %70 doldurucu oranı ve %25 fiber içeriğine sahiptir. İçeriğindeki fiberler 6 µm çapında ve 140-300 µm uzunluğundadır [114]. EverX Posterior; rezin matriks, e-cam fiberler ve inorganik doldurucuların kombinasyonundan oluşmaktadır. Resin matriksi, semi-interpenetrating polymer network (semi-IPN) olarak adlandırılan çapraz bağlanmış Bis-GMA, TEGDMA ve lineer PMMA'dan oluşmaktadır. Bu yapı, iyi bir bağlanma özelliği sağlar ve kompozitin dayanıklılığını artırır [78, 115]. Ağırlıkça %76 doldurucu oranına ve % 5-15 fiber içeriğine sahiptir. Fiberler 17 µm çapında 800 µm uzunluğundadır [114].

Günümüzde klinik kullanıma sunulan farklı türde FGK materyalleri mevcuttur. Bu materyallerin esas olarak matriks bileşimleri farklılık gösterir. Çapraz bağlı polimerler içeren materyallerin resin matriksleri, dimetakrilat monomerlerinden (örneğin Bis-GMA veya UDMA) oluşurken; semi-IPN matriksler, Bis-GMA ve PMMA'dan oluşur. Semi-IPN matriks yapısındaki bileşenler, polimerizasyon sırasında kimyasal olarak bağımsız iki ayrı polimer ağı oluşturur[116].

Tanım olarak, PMMA ile Bis-GMA kopolimerinden oluşan polimer sistemi semi-IPN olarak adlandırılmaktadır. PMMA eklenmesi, FGK yüzeyinin daha az çapraz bağlı hale gelmesini sağlayarak, fiber yüzeyini örtüleyen kompozit resinin monomerleri tarafından daha kolay çözünmesine imkan tanır. Bu durum, FGK ile kompozit resin arasındaki ara yüzey adezyonunu güçlendirir [117]. Semi-IPN yapıya sahip polimerlerde resin penetrasyonu, tamamen çapraz bağlı matrislere kıyasla daha derindir [118]. Dolayısıyla, polimer matriksin bileşimi yalnızca mekanik performansı değil, aynı zamanda FGK'lerin yüzeyini örtülemek için kullanılan kompozit resinlere bağlanma yeteneğini de önemli ölçüde etkilemektedir [118, 119].

Frese ve arkadaşları [116], semi-IPN yapılı ve çapraz bağlı matrikse sahip FGK materyallerin tamir bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada semi-IPN yapılı FGK'nın daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdiğini ve bu nedenle tamir işlemlerinde daha iyi performans sergilediğini bildirmişlerdir. Yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri, semi-IPN yapıdaki FGK ile kompozit resin arasındaki bağlanma

kalitesinin üstün olduğunu ve klinik uygulamalar için avantaj sağladığını göstermektedir. Ayrıca, monomerlerin semi-IPN yapıları FGK'lere, çapraz bağlı polimer matrisine sahip FGK'lere kıyasla anlamlı derecede daha derin difüzyon olduğunu göstermiştir. Bu bulguya dayanarak, difüzyon derinliği ile tamir bağlanma dayanımı arasında korelasyon olabileceği bildirilmiş, interdifüzyon derinliği arttığında tamir bağlanma dayanımının artabileceği sonucuna varılmıştır [116].

Tez çalışmamızın bulgularına göre, semi-IPN polimer yapısına sahip KFGK everX Posterior, bu yapıyı içermeyen everX Flow'a kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesine karşın bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. everX Posterior'da elde edilen daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri, semi-IPN yapının sağladığı daha derin rezin penetrasyonu ile ilişkili olabilir. Elde edilen bulgular, semi-IPN yapının ara yüzey adezyonunu artırma potansiyeline sahip olmasına rağmen, bu etkinin sınırlı kaldığını, bu yapıya sahip olmayan KFGK materyali ile arasında bağlanma dayanımı yönünden bir fark bulunmadığını göstermektedir. Matris yapılarındaki farklılığa rağmen bağlanma dayanımının benzer olması, bağlanma üzerinde yalnızca organik polimer matris yapısının değil; aynı zamanda fiber oranı, fiber boyutu, yüzey pürüzlülüğü gibi diğer faktörlerin de etkili olabileceğini düşündürmektedir. Bu nedenle matris bileşiminin bağlanma üzerinde tek başına belirleyici bir faktör olmadığı söylenebilir.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonundan sonra yüzeylerinde meydana gelen iyi polimerize olmamış rezinden zengin tabaka, oksijen inhibisyon tabakası olarak adlandırılır [37]. Oksijen inhibisyon tabakasının mevcut olduğu durumlarda, tabakalar arasındaki bağlantının oksijen inhibisyon tabakası bulunmayan duruma göre daha yüksek olması beklenmektedir [32, 37]. Bu konuda çok sayıda araştırma yapılmış olmasına rağmen, oksijen inhibisyon tabakasının bağlanma dayanımı üzerindeki etkisine ilişkin bulgular tutarsızdır [33].

Bijelic-Donova ve arkadaşları [31], oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının, kompozit rezin katmanları arasındaki bağlanma özelliklerini etkileyebileceğini, bu nedenle hem tabakanın bütünlüğü hem de katmanlar arası bağlantının kalitesi açısından oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının kritik öneme sahip olduğunu belirtmiştir.

Dış hekimliğinde kullanılan rezinlerde oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının 4 ile 60 µm arasında değiştiği bildirilmiştir [120, 121]. Oksijen inhibisyon tabakası kalınlığını etkileyen

faktörler; monomerin kimyasal kompozisyonu, monomerdeki oksijen çözünürlüğü, oksijen tüketim oranı, radikal konsantrasyonu, doldurucu partikül morfolojisi ve sıcaklığı, kompozit rezinin viskozitesi, kullanılan başlatıcı sistem olarak sıralanabilir [13, 32, 35].

Stokes-Nernst-Einstein denklemine göre, difüzyon katsayısı ile viskozite arasında ters orantılı bir ilişki bulunmaktadır. Rezin sıvısında oksijenin difüzyon hızı, viskozite arttıkça azalır [36]. Viskoz monomerler ve doldurucu partiküllerinin varlığı, oksijen difüzyonuna karşı fiziksel bir bariyer oluşturur. Viskozitesi daha yüksek materyallerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının daha ince olması beklenmektedir [122]. Rahiotis ve arkadaşları [122] çalışmalarında test edilen materyallerin polimerizasyon koşulları eşit olduğunda, doldurucusuz kompozit rezinlerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlıklarındaki farklılıkları monomer kompozisyonuna bağlamış, TEGDMA içeriğine sahip rezinlerin, Bis-GMA içeriğine sahip viskozitesi yüksek rezinlere göre daha fazla oksijen difüzyonuna izin verdiğini bildirmişlerdir. Panchal ve arkadaşlarının çalışmasında [123] da farklı dimetakrilat bazlı kompozitler arasında oksijen inhibisyon tabakası kalınlığında farklılıklar gözlemlenmiştir. Bu durumun, kompozitin doldurucu miktarı, tipi ve polimer ağ yoğunluğundan kaynaklanabileceği TEGDMA gibi seyreltici monomer miktarının da oksijen inhibisyon derinliğini etkileyebileceği bildirilmiştir.

Bu tez çalışmasının bulguları, Rahiotis ve arkadaşlarının ve Panchal ve arkadaşlarının bulgularının aksine yüksek viskoziteli KFGK materyali olan everX Posterior'un yüzeyinde ölçülen ortalama oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının ($20.76 \pm 0.7 \mu\text{m}$), düşük viskoziteli KFGK olan everX Flow'a ($10.76 \pm 1.7 \mu\text{m}$) kıyasla anlamlı şekilde daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Viskozitesi düşük olmasına ve daha yüksek oranda fiber içermesine rağmen everX Flow'da elde edilen oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı yüksek viskoziteli KFGK everX Posterior'a göre daha incedir.

Vallittu ve arkadaşları [111], fiber demetlerinin bulunduğu örneklerde, fiber içermeyen örneklerle kıyasla daha kalın bir oksijen inhibisyon tabakası elde etmişlerdir. Araştırmacılar, fiber demetleri arasında bulunan boşlukların oksijen rezervuarı gibi işlev görerek oksijenin kompozit rezinin daha derin bölgelerine difüze olmasına neden olduğunu bildirmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız yüksek viskoziteli KFGK materyal everX Posterior'daki fiberler, düşük viskoziteli KFGK materyal everX Flow'a kıyasla daha uzun ve daha büyük

çapa sahiptir. İçerdiği fiberlerin daha uzun olması sebebiyle everX Posterior'un yüzeyindeki fiber demetleri, Vallittu ve arkadaşlarının [111] bildirmiş olduğu gibi everX Flow'daki fiber demetlerine kıyasla daha yüksek oranda oksijen rezervuarı gibi işlev görerek oksijenin daha derin bölgelerine diffüze olmasına neden olmuş olabilir. Ancak fiberle güçlendirilmiş sistemlerde oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının değerlendirilmesi fiberlerin oksijen difüzyonuna getirdiği fiziksel bariyer ve porozite değişiklikleri ile oldukça karmaşık hale gelmektedir. Bu nedenle, monomer viskozitesinin oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı üzerindeki etkisinin, kullanılan doldurucu tipi ve aktivasyon sistemleri ile bütüncül olarak değerlendirilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Dolayısıyla, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerde oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı yalnızca rezin viskozitesiyle değil, aynı zamanda kullanılan fiberin tipi, uzunluğu, oranı ve matristeki dağılımı ile de ilişkili olabilir. İleriki çalışmalarda benzer organik matrikse ancak farklı fiber tipi, uzunluğu, oranına sahip deneysel KFGK materyallerin değerlendirilmesi oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı üzerindeki etkinin değerlendirilmesi yönünden faydalı olacaktır.

Shawkat ve arkadaşlarının [32] oksijen ve nitrojen atmosferi altında kompozit rezinleri polimerize ettikleri çalışmada iki ortam arasında bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir. Bu nedenle tabakalar arası bağlanma dayanımının tamamen yüzeyde oluşan oksijen inhibisyonuna bağlı olmadığı sonucuna varılabileceğini bildirmişlerdir.

Polimerizasyonun hemen sonrasında kompozitin yüzey özelliklerinin, bir sonraki kompozit rezin tabakasının bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştıran bir çalışmada, substrat kompozitin yüzeyine aseton uygulanarak oksijen inhibisyon tabakası uzaklaştırılan grup ile substrat kompozitin yüzeyine polisaj uygulanan grup karşılaştırıldığında, polisaja maruz kalan grup daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bu durumu, mekanik polisajın, kompozitin rezinden zengin olan en dış tabakasını ortadan kaldırmasıyla açıklamışlardır. Aseton uygulamasında ise yalnızca oksijen inhibisyon tabakası uzaklaştırılır ve rezin substratı açığa çıkar. Bu substratta monomerlerin difüzyonu, zincir dönüşümü, rezin substratındaki rezidüel C—C çift bağları ile yeni uygulanan monomer arasında kopolimerizasyon gerçekleşebilir. Dolayısıyla, kompozit tabakalarının bağlanmasında oksijen inhibisyon tabakasından ziyade rezin matriksin kimyasal afinitesinin daha önemli olduğu bildirilmiştir [109].

Bijelic-Danova ve arkadaşları [31] oksijen inhibisyon tabakasının bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada elde edilen oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı değerlerine göre KFGK içerisinde kısa fiberlerin varlığının oksijen inhibisyon tabakasının kalınlığı veya derinliği üzerinde olumlu bir etkisi olduğunu ve dolayısıyla ara yüzey bağlanma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir. Oksijen inhibisyon tabakasının varlığı, kompozit katmanları arasındaki makaslama bağlanma dayanımını artırmış ve daha dayanıklı bir adezyon sağlamıştır. Buna karşılık, oksijen inhibisyon tabakasının bulunmaması bağlanma dayanımını olumsuz etkilemiş ve bağlanma ara yüzeyinde adeziv başarısızlıklara yol açmıştır.

Omran ve arkadaşları [77] yaptıkları çalışmada çift tabakalı kompozit rezin yapıların yük taşıma kapasitesi üzerine materyal türü, kalınlığı ve kompozit-kompozit ara yüzey adezyonunun etkisini değerlendirmek amacıyla oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılmadığı ve kaldırıldığı durumlarda materyaller arasındaki makaslama bağlanma dayanım değerlerini incelemiştir. Kompozit rezinlerin farklı doldurucu tipi ve oranlarının, farklı mikro yapılara neden olabileceğini ve bu nedenle final restorasyonunun farklı mekanik özelliklere sahip olabileceğini bildirmişlerdir. Bu iki tabakalı yapılarda kompozit-kompozit bağlantı arayüzünün kalitesi yük taşıma kapasitesini önemli ölçüde etkilemektedir. Çalışmada elde edilen sonuçlarda oksijen inhibisyon tabakasının kaldırıldığı örneklerde, oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılmadığı örneklerle göre hem bağlanma dayanımında hem de yük taşıma kapasitesinde anlamlı bir azalma görülmektedir. Tabakalar arası bağlanma azaldığında iki tabakalı örneklerin yapısal bütünlüğü bozulmakta ve yük taşıma kapasitesi azalmaktadır. Bu çalışmadaki veriler KFGK'in potansiyel güçlendirme özelliklerini tam olarak kullanabilmek için oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılmadığı kompozit-kompozit adezyon arayüzü oluşturulmasını önermekte, iki tabakalı yapılarda taban ve yüzey materyallerinin arasındaki adezyon kalitesinin önemini vurgulamaktadır.

Lassila ve arkadaşları [76], KFGK'lerin farklı yüzey hazırlıklarının ardından konvansiyonel kompozit rezinlere makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Yüzey işlemi uygulanmayan grupta yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Araştırmacılar, yüzey işlemi uygulanmayan grupta KFGK yüzeyindeki oksijen inhibisyon tabakası varlığının, yüzey işlemi uygulanan gruplarla benzer bağlanma dayanımı elde edilmesini açıklayabileceğini, fiber içerikli kompozit rezinlerde kısa fiberlerin varlığının oksijen inhibisyon tabakası kalınlığını artırdığını ve dolayısıyla bağlanmayı olumlu yönde

etkilediğini bildirmiştir. Bu bulgu, literatürdeki iki kompozit rezin tabakası arasındaki oksijen inhibisyon tabakasının varlığının ara yüzey bağlanma dayanımını artırdığını belirten birçok çalışmayla uyumludur. Lassila ve arkadaşlarının çalışmasında en yüksek değer, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan ve kontrol grubu olarak değerlendirilen KFGK/KFGK bağlantısından elde edilmiştir. Yazarlar bu sonucu, materyalde rastgele yönelmiş fiberlerin varlığı ile açıklamış; fiberlerin oksijen inhibisyon tabakası kalınlığını arttırabileceği ve ara yüzeydeki fiber çıkıntılarının mikromekanik kilitlenme sağlayarak bağlanma dayanımını güçlendirebileceğini bildirmişlerdir.

Polacek ve arkadaşlarının [124] yaptığı çalışmada bağlanma mekanizmasının kimyasal bağlanma, mekanik kilitlenme veya her ikisinin birleşimi olabileceği ifade edilmiştir. Ancak bu çalışmanın SEM görüntüleri, fiberlerin yüzeyinde çoğunlukla rezinden zengin düzgün bir tabaka bulunduğunu ve fiberlerin her zaman yüzeye çıkmadığını göstermiştir. Bu tez çalışmasında elde ettiğimiz SEM görüntülerinde de Polacek ve arkadaşlarının [124] çalışmasına benzer şekilde KFGK yüzeyinde rezinden zengin bir tabaka gözlenmektedir. Bu tez çalışmasında oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı daha yüksek olan yüksek viskoziteli KFGK materyal everX Posterior ve daha ince bir oksijen inhibisyon tabakası kalınlığına sahip olan düşük viskoziteli KFGK materyal everX Flow'un makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında fark bulunmamıştır. Bu durum KFGK'lerin yüzeylerinde fiberlerin görünmemesi ve yüzey topografilerinin benzer olmasıyla ilişkili olabilir. Dolayısıyla bu bulgu, Lassila ve arkadaşlarının [76] bulgularının aksine mekanik kilitlenmenin bağlanmaya etkisinin sınırlı olabileceğini düşündürmektedir.

Kallio ve arkadaşlarının çalışmasının sonuçlarına göre, iyi makaslama bağlanma dayanımları yüksek yüzey pürüzlülüğüne bağlı değildir. Rosentritt ve arkadaşları da çalışmalarında yüzey pürüzlülüğü ile makaslama bağlanma dayanımı arasında herhangi bir korelasyon bulamamışlardır [125]. Polacek ve arkadaşlarının çalışmasında [124] iki tabakalı yapılarda bağlanma dayanımının yalnızca ara yüzey kimyasına değil, aynı zamanda her iki materyalin mekanik özelliklerine de bağlı olduğu görülmüştür. Klinik başarı ve restorasyonların uzun ömürlü olması için, fiber-matris arayüzünde güçlü bir bağlanmanın sağlanması ve üst tabakada kullanılan kompozit rezinin yeterli kırılma dayanımına sahip olması gerektiği vurgulanmıştır.

Jafarnia ve arkadaşları [126], everX Posterior ile bulk fill kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada, materyallerin yüzey pürüzlülüklerini polisaj yapılmadan, 400 gridlik zımpara ve 80 gridlik zımpara ile zımparalandıktan sonra ölçmüşlerdir. everX Posterior, polisaj öncesinde daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermiş ($0.47 \pm (0.06)$), polisaj sonrasında pürüzlülüğü belirgin şekilde artmıştır ($1.01 \pm (0.10)$, $3.06 \pm (0.51)$). Bu durumun rezin matriksin ve cam fiberlerin aşınmasına bağlı olarak materyalin polisajlanabilirliğinin azalmasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir.

Lassila ve arkadaşlarının [127] kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülükleri ve S. Mutans adezyonunu değerlendirdikleri çalışmada, örnek yüzeylerine polisaj işlemi uygulandıktan sonra düşük viskoziteli KFGK olan everX Flow, en düşük ($0.26 \mu\text{m}$) pürüzlülük değerini gösterirken yüksek viskoziteli KFGK olan everX Posterior en yüksek ($0.42 \mu\text{m}$) pürüzlülük değerini göstermiştir. Yazarlar, rezin matriksin özellikleri, inorganik doldurucu/fiber oranı ve fiber boyutu gibi faktörlerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyebileceğini; everX Posterior'un everX Flow'a göre görece daha büyük çaplı ve daha uzun fiberler içermesi nedeniyle pürüzlülük değerinin daha yüksek olduğunu bildirmiştir.

Bu tez çalışmasında, Lassila ve arkadaşlarının [127] bulgularının aksine, yüksek viskoziteli KFGK materyali everX Posterior ($0.44 \pm 0.05 \text{ Ra}$) ve düşük viskoziteli EverX Flow ($0.47 \pm 0.91 \text{ Ra}$) pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılık gözlemlenmedi. Bu bulgu, çalışmamızda pürüzlülük değerleri ölçülecek olan KFGK örneklerine herhangi bir yüzey işlemi ya da polisaj uygulamamış olmamızdan kaynaklanıyor olabilir. Bu tez çalışmasında elde edilen SEM görüntüleri de her iki KFGK materyalinin yüzeylerinin rezinden zengin bir tabaka ile örtülenmiş olduğunu ve yüzeyde fiber çıkıntıları bulunmadığını göstermektedir. KFGK yüzeylerinde fiberler, yüzeyin zımparalandığı örneklerde açığa çıkmaktadır. Bu durum, Lassila ve arkadaşlarının [127] aksine, bu tez çalışmasında iki farklı viskoziteye ve içeriğe sahip KFGK'in pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılık gözlemlenmemiş olmasını açıklayabilir.

Çalışmamızda, viskoziteleri, organik-inorganik içerikleri, fiber oranları ve boyutları, oksijen inhibisyon tabakası kalınlıkları farklı olmasına rağmen iki materyal ile de benzer bağlanma dayanımı elde edilmesi, materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin benzer olmasından kaynaklanmış olabilir. Ayrıca, oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ile bağlanma dayanımı arasındaki ilişkinin net olarak ortaya konulabilmesi için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bu tez çalışmasında elde edilen makaslama bağlanma dayanımı testi sonuçlarına göre, taban materyali olarak kullanılan iki KFGK arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmedi. Bu nedenle, taban materyali olarak kullanılan KFGK'lerin içerik ve viskozite farklılıklarının, örtüleme amacıyla kullanılacak olan kompozit rezinlere makaslama bağlanma dayanımını etkilemeyeceği yönündeki birinci sıfır hipotezi kabul edildi.

Bu tez çalışmasında KFGK'lere makaslama bağlanma dayanımı değerlendirilmek üzere KFGK'lerin yüzeyini örtülemek amacıyla klinik rutinde daimi restorasyon materyali olarak sıklıkla kullanılan bir mikrohibrit (Filtek Z250), bir nanohibrit (Clearfil Majesty Posterior), bir akışkan (G-aenial Universal Injectable) olmak üzere üç farklı kompozit rezin kullanıldı. Akışkan kompozit rezinlerin oklüzal kuvvetlere karşı dirençleri sınırlı olmasına rağmen [128] piyasaya yakın zamanda sunulan yüksek dayanımlı nano doldurucu içeren akışkan kompozit rezin G-aenial Universal Injectable, posterior bölgelerde kullanım için uygun hale getirilmesi amacıyla geliştirilen bazı modifikasyonlara sahiptir [129]. Full coverage silane coating (FSC) teknolojisi ile üretilmesi bu materyalin üzerine ek bir kompozit tabakası uygulanmasını gerektirmemektedir [130]. Bu nedenle örtüleme materyali olarak bu tez çalışmasına dahil edildi.

Düşük viskoziteli KFGK kullanılan gruplarda everX Flow, Filtek Z250 ile bağlandığı durumda, everX Flow'un Clearfil Majesty Posterior ve G-aenial Universal Injectable ile bağlandığı duruma kıyasla anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdi. EverX Flow'un Clearfil Majesty Posterior ve G-aenial Universal Injectable ile bağlandığı gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlemlenmedi.

Yüksek viskoziteli KFGK kullanılan gruplarda everX Posterior-Filtek Z250 grubu, everX Posterior-Clearfil Majesty Posterior ve everX Posterior-G-aenial Universal Injectable gruplarına göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterirken everX Posterior'un Clearfil Majesty Posterior ve G-aenial Universal Injectable ile bağlandığı gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmadı.

Literatürdeki bağlanma dayanımını araştıran çalışmalarda genellikle kompozit rezinlerin tamir bağlanma dayanımı incelenmiş, bu nedenle çalışmalar substrat olarak kullanılan kompozit rezinler yaşlandırılarak, yüzey işlemi uygulanarak veya adeziv uygulaması

yapılarak yürütülmüştür. Ancak klinik uygulamada farklı kompozit rezinlerin herhangi bir tamir protokolü uygulanmadan birlikte kullanıldığı durumlar mevcuttur. Estetik bölgelerde çalışılırken translüsent mine görünümünü sağlamak amacıyla mine kompozitleri kullanılmaktadır. Koyu renkli dentin mevcut olduğunda ise maskelemek amacıyla ilk tabakalarda opak bir kompozit rezin kullanılması gerekebilir. Renk uyumu farklı tip ve renkte kompozit rezinlerin bir arada kullanılmasıyla sağlanmaktadır. Akışkan kompozit rezinler ise posterior bölgede kavite taban materyali olarak veya ulaşılması güç bölgelerde kullanılabilir; ancak oklüzal kuvvetlere karşı dirençleri sınırlı olduğundan farklı bir kompozit rezinle restorasyon tamamlanır. İndirekt restorasyonların kavite preparasyonlarından hemen sonra dentin yüzeyine adeziv sistem uygulanarak kapatılması (immediate dentin sealing) işleminden sonra akışkan kompozitlerle dentin yüzeyi örtülür. Ardından restorasyon farklı bir kompozit rezinle tamamlanır. KFGK'lerin kaviteye uygulanmasından sonra restorasyonun ağız boşluğuna açılan kısımlarının geleneksel kompozit rezinlerle örtülmesi üretici firma tarafından önerilmektedir. Ancak literatürde herhangi bir tamir protokolü olmaksızın farklı kompozit rezinlerin kompozit-kompozit bağlantı arayüzünün değerlendirildiği çalışmalar oldukça sınırlıdır [131].

Kompozit rezinlerin bağlanma dayanımı, materyallerin doldurucu içeriği, doldurucu partikül boyutu ve kimyasal yapısına bağlı olarak değişen mekanik özelliklerinden doğrudan etkilenmektedir [131]. Bu çalışmada kullanılan mikrohibrit kompozit rezin Filtek Z250'nin organik matriksi, Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA içeriğine sahiptir, non-silanize zirkonya ve silika partikülleri bulundurmaktadır. Nanohibrit kompozit rezin Clearfil Majesty Posterior'un organik matriksi Bis-GMA ve TEGDMA'dan oluşmaktadır. İnorganik fazında mekanik olarak daha zayıf olan alüminyum oksit partikülleri bulunmaktadır [131]. G-aenial Universal Injectable ise, Bis-MEPP, TEGDMA VE UDMA içerikli organik matrikste homojen dağılan ve matrikse güçlü bir şekilde bağlanan iyi silanize edilmiş ultra-ince baryum partikülleri (150 nm) içermektedir.

Musa ve arkadaşlarının çalışmasında [132], farklı kompozit rezinlerin yaşlandırma ve adeziv sistemlerle kombinasyonlarının tamir bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Çalışmada kullanılan yüksek doldurucu içeriğine sahip kompozit rezin Aelite LS Posterior'un, yaşlandırma yapılmadan ve adeziv uygulanmadan gerçekleştirilen hemen yerleştirildiği durumda diğer kompozitlere kıyasla daha düşük bağlanma değerleri sergilediği bildirilmiştir. Düşük viskoziteye sahip kompozitlerin tamir edilen yüzeye daha

iyi adaptasyon sağladığı ve yüzey düzensizliklerine penetre olarak mikromekanik kilitlenme yoluyla retansiyonu artırdığı düşünüldüğünden, bu bulgunun materyalin yüksek viskozitesinden kaynaklanabileceği ifade edilmiştir. Musa ve arkadaşlarının [132] bulgularının aksine, bu tez çalışmasında daha yüksek viskoziteye sahip mikrohibrit örtüleme kompoziti Filtek Z250, daha düşük viskoziteye sahip akışkan örtüleme kompoziti G-aenial Universal Injectable'a göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdi.

Ribeiro ve arkadaşları [131], farklı kompozit rezin kombinasyonlarının bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, yüksek bağlanma dayanımı değerlerini kompozitlerin benzer organik ve inorganik bileşime sahip olmalarına ve aynı üretici tarafından üretilmelerine bağlamışlardır. Ancak bizim çalışmamızda, KFGK'ler ile aynı firma tarafından üretilen ve organik matriks içeriği (Bis-MEPP, TEGDMA ve UDMA) everX Flow ile aynı olan G-aenial Universal Injectable gruplarında, farklı bir firma tarafından üretilen ve organik matriks içeriği farklılık gösteren Filtek Z250 gruplarına göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri elde edildi. Bu bulgu, materyallerin yalnızca aynı üreticiye ait olmasının veya benzer organik matriks bileşimine sahip olmasının her zaman yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilemeyeceğini göstermektedir.

Materyallerin doldurucu içeriğine bağlı olarak eğilme dayanımı, elastik modül, sertlik, kırılma dayanımı gibi mekanik özelliklerinde ortaya çıkan farklılıklar, tabakalar arası bağlanma dayanımını etkileyebilir [133].

Ilie ve arkadaşlarının [134], farklı kompozit rezinlerin tamir makaslama bağlanma dayanımı ile elastik modülüslerini karşılaştırdıkları çalışmada, bağlanma dayanımı üzerinde, tamir materyalinin elastik modülüsünün, substratın elastik modülüsüne kıyasla daha belirleyici bir etkiye sahip olduğu ortaya koyulmuştur. Çalışmalarında test edilen materyaller arasında en yüksek doldurucu oranına sahip olan Clearfil Majesty Posterior, en yüksek elastik modülüse sahiptir. Bu materyal, yalnızca kendi substratına uygulandığında değil, daha düşük elastik modülüse sahip substratların tamirinde kullanıldığında da en yüksek bağlanma dayanımı değerlerine ulaşarak başarılı bir tamir materyali olduğunu göstermiştir. Bu gözlemler doğrultusunda, yazarlar yüksek doldurucu içeriğine sahip materyallerin daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri sunduğunu, özellikle substrat materyalin bilinmediği klinik durumlarda, tamir için yüksek elastik modülüse sahip bir materyalin tercih edilmesini önermişlerdir.

Kitasako ve arkadaşları [135], makaslama bağlanma dayanımı testinde elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin materyalin elastikiyet özellikleriyle ilişkili olabileceğini belirtmiştir. Substratlar arasındaki elastik modülüs uyumsuzluğu arttıkça, arayüzdeki stres yoğunlaşması da artmakta ve bu durum daha düşük bağlanma dayanımıyla sonuçlanmaktadır [136].

Bu tez çalışmasında substrat olarak kullanılan yüksek viskoziteli everX Flow ve düşük viskoziteli everX Posterior'un elastik modülüsleri sırasıyla 11.6 GPa ve 12.3 GPa ve kullanılan örtüleme kompozitleri Filtek Z250, Clearfil Majesty Posterior ve G-aenial Universal Injectable'ın elastik modülüsleri sırasıyla 11 GPa, 22 GPa ve 7.9 GPa'dır [137-139]. Ilie ve arkadaşlarının [134] bulgularının aksine bu tez çalışmasında her iki KFGK için de en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri çalışmada kullanılan örtüleme kompozitleri içerisinde en yüksek elastik modülüse sahip olan Clearfil Majesty Posterior ile değil, KFGK'lerin elastik modülüsüne oldukça yakın elastik modülüse sahip Filtek Z250 kompozit rezin ile elde edildi. Elastik modülüs değeri her iki KFGK'den daha yüksek olan Clearfil Majesty Posterior ve elastik modülüs değeri her iki KFGK'den daha düşük olan G-aenial Universal Injectable örtüleme kompozitlerinin makaslama bağlanma değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmadı. Bu bulgular ışığında, Braga ve arkadaşlarına [136] benzer şekilde, substratlar arası elastik modülüs uyumsuzluğu arttıkça bağlanma dayanımının düştüğü, örtüleme kompozitinin elastik modülüsünün, substrat KFGK'nın elastik modülüsüne yakın olmasının bağlanma dayanımını güçlendirebileceği, elastik modülüsünün substrat materyalin elastik modülüsünden düşük ya da yüksek olmasının ise bağlanma dayanımını tehlikeye atabileceği söylenebilir.

Thomaidis ve arkadaşları [140], kompozit rezinlerin mekanik özellikleri ve bunlar arasındaki korelasyonları incelemiştir. Yaptıkları çalışmada, en yüksek doldurucu oranına sahip olan Clearfil Majesty Posterior, doldurucu hacmindeki artışa paralel olarak yüksek elastik modülüs değerleri sergilemiştir. Ancak kırılma dayanımı açısından orta düzeyde değerler elde edilmiştir. Filtek Z250 ise Clearfil Majesty Posterior'a kıyasla daha düşük elastik modülüs değerlerine sahip olmasına rağmen daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Literatürde, doldurucu oranının %60'ın üzerine çıkması durumunda kırılma dayanımında düşüş eğilimi görülebileceği, yüksek doldurucu oranına bağlı olarak kompozit rezinlerin kırılma dayanımının artmasının ve yüksek elastik modülüsün bağlanma arayüzünde gerilim stresini artırarak bağlanma dayanımını olumsuz etkileyebileceği bildirilmektedir [132]. Bizim çalışmamızda da ağırlıkça en yüksek doldurucu oranına (%92) sahip kompozit rezin

olan Clearfil Majesty Posterior ile elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin, ağırlıkça daha düşük doldurucu oranına sahip (%82) Filtek Z250'ye göre daha düşük olması, artan doldurucu oranına bağlı olarak kırılma dayanımının düşmesi ile ilişkili olabilir.

Ribeiro ve arkadaşları [131], substrat kompozite nanometrik doldurucu partikül içeren kompozit rezin uygulandığında, yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde etmiş, mikrohibrit kompozit rezinlerle bağlandığı duruma kıyasla daha iyi mekanik özellikler elde edildiğini bildirmiştir. Bunun, nanometrik partiküllerin mikrometrik partiküllere göre daha geniş yüzey alanına sahip olmaları sayesinde organik faz ile daha güçlü etkileşim kuvvetleri oluşturarak organik matriks içerisinde daha homojen dağılmalarına ve böylece doldurucu faz ile matriks arasında daha dengeli bir kuvvet dağılımı sağlamalarına bağlı olabileceği belirtilmiştir. Ancak bizim çalışmamızda nanohibrit özellikteki kompozit rezinler Clearfil Majesty Posterior ve G-aenial Universal Injectable, mikrohibrit kompozit rezin Filtek Z250'ye göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri sergiledi. Filtek Z250'nin doldurucuları yuvarlak şekilli partiküllerden oluşmaktadır. Yuvarlak şekilli partiküllerin, düzensiz şekilli doldurucu partiküllerinin köşe, kenar ve çıkıntılarında tipik olarak görülen stres yoğunluğunu azalttığı bildirilmiştir [141]. Bu durum, materyalin yük altında daha homojen bir gerilme dağılımına maruz kalmasına katkıda bulunarak bağlanma özelliklerini iyileştirmiş olabileceğinden bizim çalışmamızda Filtek Z250 ile daha yüksek bağlanma dayanımı gözlemlenmesinde inorganik doldurucu partiküllerinin tipi etkili olmuş olabilir.

Yüksek polimerizasyon büzülme deformasyonu (strain), stresi ve elastik modül ile ilişkili yetersiz bağlanma gibi adeziv ara yüzeylerdeki etkileşimler ara yüzey boşluklarına yol açabilir ve restorasyon bütünlüğünü etkileyebilir [142].

Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülme streslerinin gelişimi, materyalin monomer tipi, doldurucu tipi ve miktarı, doldurucu/matriks etkileşimleri gibi özelliklerine ve kompozit rezinin polimerizasyon faktörlerine bağlıdır. TEGDMA gibi düşük molekül ağırlıklı seyreltici monomerlerin yüksek oranda bulunduğu materyaller, yüksek hacimsel büzülme ve dolayısıyla yüksek büzülme stresi değerleri sergilemektedir. Akışkan kompozitlerin büzülme stresleri üzerine yapılan çalışmalar, hacimsel büzülmenin stres oluşumunda güçlü bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir [143].

Literatürde düşük viskoziteli kompozit rezin materyallerin tabakalar arası bağlanma dayanımını arttırdığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Bu durum, düşük viskoziteli kompozit rezinlerin yüzey kusurlarına penetre olarak mikromekanik retansiyon alanları oluşturmasıyla ve yüzey ıslanabilirliğini artırmasıyla açıklanmıştır [125, 144]. Kallio ve arkadaşları [125], çeşitli fiber ağları örtülemek için farklı kompozit rezinler kullanarak iki materyal arasındaki makaslama bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada, bağlanma dayanımının kullanılan kompozit rezinin tipi ile ilişkili olduğunu; bu ilişkinin ise kullanılan kompozit rezinin viskozitesinden etkilendiğini rapor etmişlerdir. Ancak bu tez çalışmasında düşük viskoziteye sahip kompozit rezin G-aenial Universal Injectable örneklerinde elde edilen değerler yüksek viskoziteli nanohibrit ve mikrohibrit kompozit rezinlere göre daha düşüktür. Bu durum, artan polimerizasyon büzülmesinin oluşturduğu stresle ilişkili olabilir.

Tüm Bis-GMA bazlı rezinler belli ölçüde polimerizasyon büzülmesi gösterir. Daha yüksek molekül ağırlığına sahip monomerlerin kullanılmasıyla büzülme miktarı azaltılabilir. Filtek Z250'nin rezin matrisi Bis-GMA ve TEGDMA ile TEGDMA'yı kısmen ikame eden UDMA ve Bis-EMA karışımını içermektedir. Hem UDMA hem de Bis-EMA, TEGDMA'dan daha yüksek molekül ağırlığına sahiptir. Bu durumun materyalin polimerizasyon büzülmesini azalttığı iddia edilmektedir [143]. Ayrıca yapısında hidroksil gruplarının bulunmaması nedeniyle daha düşük viskoziteye sahip olan Bis-EMA, UDMA ve Bis-GMA gibi monomerlerle birlikte kullanıldığında daha düşük polimerizasyon büzülmesi sağlamaktadır [145].

Rezin matrisi, kompozit materyalin davranışı üzerinde önemli bir etkiye sahip olsa da, kompozitin sertliği ve akışkanlığı polimerizasyon stresi gelişimini etkileyen iki önemli faktördür. Hem sertlik hem de akışkanlık doldurucu içeriğiyle ilişkilidir [143]. Materyallerin doldurucu oranı arttıkça, polimerizasyona katılacak monomer miktarı azalır, bu da daha düşük polimerizasyon büzülmesine yol açar [146]. Ancak bir materyal düşük hacimsel büzülme gösterdiğinde, bu durum polimerizasyon sonrasında düşük büzülme stresleri oluşacağı anlamına gelmez. Bu nedenle, polimerizasyon streslerinin oluşumunu anlayabilmek için elastik modülün incelenmesi büyük önem taşır [142]. Boaro ve arkadaşlarının [147] kompozit rezinlerin polimerizasyon streslerini, hacimsel büzülmelerini ve elastik modülüslerini değerlendirdikleri çalışmada, polimerizasyon stresinin yalnızca hacimsel büzülme ile belirlenemeyeceği, aynı zamanda kompozitin elastik modülüyle de ilişkili olduğu ifade edilmiştir. Çalışmalarında büzülme stresi ile hacimsel büzülme ve

elastik modülüsün ilişkisi net olarak tanımlanamasa da düşük hacimsel büzülmenin her zaman düşük polimerizasyon stresi gelişimi ile örtüşmediğini bildirmişlerdir. Yüksek doldurucu içeriği aynı zamanda elastik modülüsü artırır, bu nedenle daha fazla polimerizasyon stresi oluşur [146].

Bu tez çalışmasında kullanılan Clearfil Majesty Posterior'un düşük polimerizasyon büzülmesine sahip bir materyal olduğu üretici firma tarafından bildirilmektedir. Ancak doldurucu oranının oldukça yüksek olması, materyalin elastik modülüsünü artırarak polimerizasyon streslerini artırmış ve bağlanma ara yüzeyinde daha yüksek strese sebep olarak bağlanma dayanımı değerlerinde düşüşe sebep olmuş olabilir. Bu durum, Musa ve arkadaşlarının [132] yüksek doldurucu oranına sahip kompozit rezinlerde düşük hacimsel büzülmeye rağmen yüksek polimerizasyon stresi gözlemledikleri çalışmanın bulgularıyla benzerlik göstermektedir. Filtek Z250'nin yüksek bağlanma dayanımı değerleri, bu materyalin Bis-GMA ile birlikte TEGDMA'nın büyük kısmının yerine Bis-EMA ve UDMA içermesi sebebiyle matriks büzülmesinin azalmasının yanı sıra elastik modülüsünün de substrat materyaliyle yani bu çalışmada kullanılan farklı viskoziteye sahip iki KFGK materyali ile uyumlu olmasıyla açıklanabilir.

İki komponenti bir arada tutan yüzeyler arası kuvvetler; kimyasal bağlanma, mekanik kilitlenme, Van der Waals bağları ve elektrostatik çekim kuvvetleridir. İki yüzeyin arasındaki adezyon, kitlesel koheziv dayanımdan düşük olursa kopma en zayıf yüzeyden oluşacağı için adeziv başarısızlık gözlenir [124].

Bağlanma dayanımı değerlerinin tam olarak yansıtılması için daha çok adeziv başarısızlık olması istenir. Koheziv başarısızlık durumunda iki materyal arasındaki bağlanma değerinin ölçülemediği belirtilmektedir [124]. Fakat bazı çalışmalarda bağlanma dayanımının düşük olduğu örneklerde adeziv, bağlanma dayanımının yüksek olduğu örneklerde miks ve koheziv başarısızlıkların arttığı gösterilmiştir. Bu nedenle bağlanma dayanımı değerleriyle kopma tipleri arasında bir korelasyon olabileceği bildirilmiştir [148-151]. Kompozit rezin-FGK adezyonundaki artış adeziv başarısızlık oranını azaltıp koheziv başarısızlık oranını arttırabilir [124]. Çekiç-Nagas ve arkadaşları [152] FGK kullanımının koheziv başarısızlık oranını artırdığını belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında bağlanma dayanımı daha yüksek olan gruplarda daha çok koheziv ve miks kopma gerçekleştiği gözlemlendi. Adeziv kopma gerçekleşen grupların genellikle daha düşük bağlanma dayanımı elde edilen gruplar olması literatürdeki mevcut çalışmaları desteklemektedir. Çalışmamızda, everX Posterior/Filtek Z250 ve everX Flow/Filtek Z250 gruplarında örneklerin çoğunlukla koheziv başarısızlık göstermesinin nedeni, KFGK ve kompozit rezin ara yüzeyindeki bağlanma dayanımının yüksek olmasına, uygulanan kuvvetin kompozit rezinin kendi içinde veya fiber yapı içerisinde kopmalara yol açmasına bağlı olabilir. Bu bulgu, SEM görüntüleriyle de desteklenmektedir. KFGK ve örtüleme kompoziti arasında, Filtek Z250 gruplarında, belirgin bir ayrım hattı gözlenmemiş, ara yüzeyin kesintisiz bir bütünlük sergilediği izlenmiştir. Buna karşın, diğer örtüleme kompozitlerinin KFGK ile ara yüzeyi daha belirgin olup ayrım hattı açık şekilde izlenebilmiştir. Dolayısıyla, Filtek Z250 gruplarında elde edilen yüksek bağlanma dayanımı değerleri, SEM bulgularında gözlenen ara yüzey bütünlüğü ile açıklanabilir.

Çalışmada kullanılan örtüleme kompozitleri birbirleriyle karşılaştırıldığında Filtek Z250'nin bağlanma dayanımı, Clearfil Majesty Posterior ve G-aenial Universal Injectable'dan anlamlı derecede yüksek bulundu ancak Clearfil Majesty Posterior ve G-aenial Universal Injectable arasında anlamlı fark bulunmadı. Bu tez çalışmasının bulgularına göre KFGK yüzeyini örtülemek amacıyla kullanılan kompozit rezin tipinin bağlanma dayanımını etkilediği görüldüğünden, KFGK yüzeyini örtüleme amacıyla kullanılacak kompozit rezinlerin içerik farklılıklarının, KFGK'lere makaslama bağlanma dayanımına etkisi olmayacağı yönündeki ikinci sıfır hipotezi reddedildi.

Bu tez çalışmasının bazı sınırlamaları mevcuttur. KFGK'lerin kompozit rezinlere bağlanma dayanımının *in vitro* koşullarda değerlendirilmesi ve örneklerle herhangi bir yapay yaşlandırma uygulanmamış olması bu sınırlamalardan bazılarıdır. Araştırmamızda *in vitro* test yöntemleri kullanıldığından, ağız içerisindeki mikrobiyal flora, pH, ısı gibi bağlanma dayanımını etkileyebilecek olası faktörler göz önüne alınmamıştır. Ayrıca yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmadığından başlangıç bağlanma dayanımı değerleri ölçülmüş uzun dönemde bağlanma arayüzünde meydana gelebilecek bozulmalar dikkate alınmamıştır. Bu nedenle ileriki çalışmalarda uzun dönem bağlanma dayanımının değerlendirildiği *in vivo* çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır.

Bu çalışmanın bir diğer sınırlaması ise KFGK yüzeyinin ağız içerisinde neme maruz kalmamasıdır. Bağlanma dayanımı testinden önce örnekler 24 saat distile suda bekletilmiştir. Ancak standardizasyon gereği Ultradent jig ile hazırlanan örneklerde üst tabakada kullanılan materyalin çapı substrat yüzeyinin çapından küçük olduğu için alt tabaka olarak kullanılan KFGK yüzeylerinde kompozit rezinle kapatılmayan alanlar mevcuttur. Bu durumun KFGK'lerin su emilimine sebep olması nedeniyle klinik rutin tam olarak yansıtlanamamıştır. Daha sonra yapılacak çalışmalarda yüzeyin tam olarak kompozit rezinle örtüldüğü örnekler üzerinden bağlanma dayanımının değerlendirilmesi faydalı olabilir.

Bu çalışmada bağlanma dayanımı örnekleri hazırlanırken, düz bir yüzey elde edebilmek ve standardizasyonu sağlamak amacıyla KFGK'lerin yüzeyi şeffaf bant ile kapatılmış ve üzerine yerleştirilen cama kuvvet uygulanarak cam üzerinden polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle KFGK yüzeyinde oksijen inhibisyon tabakası oluşumu sınırlanmıştır. Dolayısıyla bu çalışmada oksijen inhibisyon tabakası kalınlığı ile bağlanma dayanımı arasında korelasyon olup olmadığı değerlendirilmemiştir. Bu durum, bu tez çalışmasının bir diğer kısıtlamasıdır.

Önceki çalışmalar, çatlak ilerlemesinin durdurulma mekanizmasının, KFGK alt yapı ile gerilimin başladığı yüzey arasındaki mesafeden büyük ölçüde etkilendiğini göstermiştir. Bu nedenle, KFGK ve örtüleme kompoziti tabakalarının hangi kalınlıkta uygulanacağı kritik öneme sahiptir. İn vitro bulgular, KFGK alt yapının üzerini örtülemek için uygulanan kompozit rezin tabakasının optimal kalınlığının 1–1,5 mm arasında olduğunu ortaya koymuştur [73]. Bu çalışmada KFGK üzerine eşit kalınlıkta örtüleme kompoziti uygulanmıştır. Gelecek çalışmalarda farklı kalınlıklarda örtüleme kompozitleri ile bağlanma dayanımı değerlendirilebilir.

Farklı ticari ürünlerin test edilmesiyle monomer yapıları farklı kompozit rezinler arasında genel bir fark ortaya koymak zor olabilir. Çünkü materyaller, doldurucu tipi ve miktarı, doldurucu partikül dağılımı, doldurucu partiküllerinin silanizasyon kalitesi, fotobaşlatıcı türü ve miktarı, monomer kimyası gibi birçok açıdan farklılık gösterir. Materyaller arasındaki net fark ancak tek bir bileşenin değiştirilmesiyle anlaşılabilir [153]. Bu çalışmada bağlanma dayanımı değerlendirilmek üzere üç farklı tipte ticari kompozit rezin kullanılmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezin materyaller, birbirlerinden farklı kimyasal yapılara ve içeriklerinde çeşitliliğe sahiptir. Bu çeşitlilikler materyallerin belirli bir

özelliğini etkileyen parametrenin sınırlandırılmasını güçleştirmektedir. Bu nedenle bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerin belirlenebilmesi için geniş kapsamlı ve farklı materyalleri içeren çalışmaların yürütülmesini gerekmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı özelliklere sahip kompozit rezinlerin farklı viskozite ve polimer matikse sahip KFGK'lere makaslama bağlanma dayanımının değerlendirildiği bu *in vitro* tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde:

- Taban materyali olarak kullanılan farklı viskozite ve farklı içeriklere sahip iki KFGK arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından anlamlı farklılık gözlenmediği,
- KFGK yüzeyini örtüleme amacıyla kullanılan kompozit rezin tipinin bağlanma dayanımını etkilediği,
- Her iki KFGK için de mikrohibrit kompozit rezinin anlamlı şekilde yüksek bağlanma dayanımı sergilediği,
- Nanohibrit kompozit rezin ve akışkan kompozit rezinin benzer bağlanma dayanım değerleri gösterdiği,
- Düşük ve yüksek viskoziteli KFGK'lerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin benzer olduğu
- Yüksek viskoziteli KFGK'in oksijen inhibisyon tabakası kalınlığının düşük viskoziteli KFGK'e göre anlamlı şekilde yüksek olduğu,
- Kompozit rezinlerin KFGK'lere makaslama bağlanma dayanımı üzerinde oksijen inhibisyon tabakası kalınlığındaki farklılıkların etkisi olmadığı söylenebilir.

Sonuç olarak, KFGK'lerin farklı viskozite ve matriks yapısına sahip olmaları bağlanma dayanımı üzerinde tek başına belirleyici bir faktör değildir. Bağlanma performansı üzerinde kullanılan örtüleme kompozitinin tipi ve mekanik özelliklerinin de önemli rol oynadığı söylenebilir. Mikrohibrit kompozit rezin KFGK'lere en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini gösterirken nanohibrit kompozit rezin ve akışkan kompozit rezin benzer makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir. İki tabakalı yapıların bütünlüğü restorasyonun uzun dönem dayanıklılığı için önemli olduğundan klinik uygulamalarda KFGK yüzeylerinin örtülenmesi için kullanılacak olan materyal seçimi dikkatle yapılmalıdır. Böylece restorasyonların klinik başarısı artırılabilir, tekrarlayan restorasyon gereksinimi azaltılabilir.



KAYNAKLAR

1. Preethy, N.A., Jeevanandan, G., Govindaraju, L., Subramanian, E. (2020). Comparison of shear bond strength of three commercially available esthetic restorative composite materials: An in vitro study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 13(6), 635–639.
2. Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12 ed., ss. 3–16). ABD: Elsevier.
3. Demarco, F.F., Corrêa, M.B., Cenci, M.S., Moraes, R.R., Opdam, N.J. (2012). Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dental Materials*, 28(1), 87–101.
4. Nagano, D., Nakajima, M., Takahashi, M., Ikeda, M., Hosaka, K., Sato, K., Prasansuttiorn, T., Foxton, R.M., Tagami, J. (2018). Effect of water aging of adherend composite on repair bond strength of nanofilled composites. *Journal of Adhesive Dentistry*, 20(5), 425–433.
5. Hervás-García, A., Martínez-Lozano, M.A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., Fos-Galve, P. (2006). Composite resins: A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, 11(2), e215–e220.
6. Roberson, T.M., Harald, O., Swift, E.J. Jr. (2002). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (4 ed., ss. 471–500). ABD: Mosby.
7. Cook, W.D. (1980). Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *Journal of Dental Research*, 59(5), 800–808.
8. Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bachérius, L., Biebuyck, J.J., Vreven, J., Lambrechts, P., Leloup, G. (2004). Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1090–1101.
9. Kiremitci, A., Alpaslan, T., Gurgan, S. (2009). Six-year clinical evaluation of packable composite restorations. *Operative Dentistry*, 34(1), 11–17.
10. Sakaguchi, R.L., Ferracane, J.L., Powers, J.M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (13 ed., ss. 161–198). ABD: Elsevier.
11. Fortin, D., Vargas, M.A. (2000). The spectrum of composites: New techniques and materials. *Journal of the American Dental Association*, 131(Suppl), 26S–30S.
12. Puckett, A.D., Fitchie, J.G., Kirk, P.C., Gamblin, J. (2007). Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 659–675.
13. Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12 ed., ss. 275–307). ABD: Elsevier.
14. Delgado, A.J., Castellanos, E.M., Sinhoreti, M., Oliveira, D.C., Abdulhameed, N., Geraldeli, S., Sulaiman, T.A., Roulet, J.F. (2019). The use of different photoinitiator

- systems in photopolymerizing resin cements through ceramic veneers. *Operative Dentistry*, 44(4), 396–404.
15. Kowalska, A., Sokolowski, J., Gozdek, T., Krasowski, M., Kopacz, K., Bociong, K. (2021). The influence of various photoinitiators on the properties of commercial dental composites. *Polymers*, 13(22), 3972.
 16. Van Noort, R., Barbour, M.E. (2013). *Introduction to Dental Materials* (4 ed., ss. 73–93). UK: Elsevier.
 17. Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., Lussi, A. (2010). Composite materials: Composition, properties and clinical applications. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*, 120(11), 972–986.
 18. Roberson, T.M., Harald, O., Swift, E.J. Jr. (2002). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (4 ed., ss. 135–233). ABD: Mosby.
 19. Burgess, J.O., Walker, R., Davidson, J.M. (2002). Posterior resin-based composite: Review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 465–479.
 20. Lutz, F., Phillips, R.W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 480–488.
 21. Dayangaç, B. (2013). *Kompozit Restorasyonlar*. Türkiye: Güneş Kitabevi.
 22. Ferracane, J.L. (2011). Resin composite: State of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29–38.
 23. Ritter, A.V., Boushell L.W., Walter, R. (2019). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (7 ed., ss. 453–510). ABD: Elsevier.
 24. Odian, G. (2004). *Principles of Polymerization* (4 ed., ss. 1–38). ABD: John Wiley & Sons.
 25. Ritter, A.V., Boushell L.W., Walter, R. (2019). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (7 ed., ss. 170–198). ABD: Elsevier.
 26. Dewaele, M., Truffier-Boutry, D., Devaux, J., Leloup, G. (2006). Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials*, 22(4), 359–365.
 27. Dahl, J.E., Stenhagen, I.S. (2018). Optimizing quality and safety of dental materials. *European Journal of Oral Sciences*, 126, 102–105.
 28. Shawkat, E.S. (2009). *The Effect of the Oxygen Inhibition Layer on Interfacial Bond Strengths and Stain Susceptibility of Dental Resin-Based Composite Restorative Materials*. University of Birmingham.
 29. Stansbury, J., Dickens, S.H. (2001). Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dental Materials*, 17(1), 71–79.

30. Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: A review. *British Dental Journal*, 222(5), 337–344.
31. Bijelic-Donova, J., Garoushi, S., Lassila, L.V., Vallittu, P.K. (2015). Oxygen inhibition layer of composite resins: Effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *European Journal of Oral Sciences*, 123(1), 53–60.
32. Shawkat, E.S., Shortall, A.C., Addison, O., Palin, W.M. (2009). Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. *Dental Materials*, 25(11), 1338–1346.
33. Suh, B.I. (2004). Oxygen-inhibited layer in adhesion dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(5), 316–323.
34. Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12 ed., ss. 92–110). ABD: Elsevier.
35. Gauthier, M., Stangel, I., Ellis, T., Zhu, X. (2005). Oxygen inhibition in dental resins. *Journal of Dental Research*, 84(8), 725–729.
36. Ruyter, I.E. (1981). Unpolymerized surface layers on sealants. *Acta Odontologica Scandinavica*, 39(1), 27–32.
37. Robertson, L., Phaneuf, M., Haimeur, A., Pesun, I., França, R. (2016). Degree of conversion and oxygen-inhibited layer effect of three dental adhesives. *Dentistry Journal*, 4(4), 37.
38. Ajlouni, R., Bishara, S.E., Soliman, M.M., Oonsombat, C., Laffoon, J.F., Warren, J. (2005). The use ofOrmocer as an alternative material for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthodontist*, 75(1), 106–108.
39. Deliperi, S., Bardwell, D.N., Wegley, C., Congiu, M.D. (2006). In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: Self-etch vs total-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 31(2), 227–232.
40. Ikemura, K., Tay, F.R., Endo, T., Pashley, D.H. (2008). Fluoride-releasing dental adhesives comprising pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers: A review. *Dental Materials Journal*, 27(3), 315–339.
41. Gonulol, N., Ozer, S., Sen Tunc, E. (2015). Water sorption, solubility and color stability of giomer restoratives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(5), 300–306.
42. Maghaireh, G.A., Taha, N.A., Alzraikat, H. (2017). The silorane-based resin composites: A review. *Operative Dentistry*, 42(1), e24–e34.
43. Chiari, M.D., Rodrigues, M.C., Xavier, T.A., de Souza, E.M., Arana-Chavez, V.E., Braga, R.R. (2015). Mechanical properties and ion release from bioactive restorative composites containing glass fillers and calcium phosphate nanoparticles. *Dental Materials*, 31(6), 726–733.

44. Xu, H.H., Weir, M.D., Sun, L. (2009). Calcium and phosphate ion releasing composite: Effect of pH on release and mechanical properties. *Dental Materials*, 25(4), 535–542.
45. Beyth, N., Farah, S., Domb, A.J., Weiss, E.I. (2014). Antibacterial dental resin composites. *Reactive and Functional Polymers*, 75, 81–88.
46. Imazato, S., Tarumi, H., Kato, S., Ebisu, S. (1999). Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *Journal of Dentistry*, 27(4), 279–283.
47. Moreira, A.G., Cuevas-Suárez, C.E., Ribeiro, J.S., Maass, J.B., Piva, E., de Moraes, R.R., Bottino, M.C., da Silveira Lima, G. (2022). Development of functional fillers as a self-healing system for dental resin composite. *Journal of Dentistry*, 127, 104313.
48. Wu, J., Weir, M.D., Melo, M.A.S., Xu, H.H. (2015). Development of novel self-healing and antibacterial dental composite containing calcium phosphate nanoparticles. *Journal of Dentistry*, 43(3), 317–326.
49. David, C., de Cardoso, G.C., Isolan, C.P., Piva, E., de Moraes, R.R., Cuevas-Suarez, C.E. (2022). Bond strength of self-adhesive flowable composite resins: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(5), 876–885.
50. Liu, X., Zhang, R., Yu, X., Hua, F., Zhang, L., Chen, Z. (2023). Self-adhesive flowable composite resins in permanent teeth with occlusal cavities: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 138, 104691.
51. El-Damanhoury, H., Platt, J. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 39(4), 374–382.
52. Silva, G., Marto, C.M., Amaro, I., Coelho, A., Sousa, J., Ferreira, M.M., Francisco, I., Vale, F., Oliveiros, B., Carrilho, E., Paula, A.B. (2023). Bulk-fill resins versus conventional resins: An umbrella review. *Polymers*, 15(12).
53. Van Ende, A., De Munck, J., Lise, D.P., Van Meerbeek, B. (2017). Bulk-fill composites: A review of the current literature. *Journal of Adhesive Dentistry*, 19(2), 95–109.
54. Garoushi, S., Gargoum, A., Vallittu, P.K., Lassila, L. (2018). Short fiber-reinforced composite restorations: A review. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 9(3), e12330.
55. Garoushi, S.K., Lassila, L.V., Vallittu, P.K. (2009). Fibre-reinforced composite in clinical dentistry. *Chinese Journal of Dental Research*, 12(1), 7.
56. Tayab, T., Shetty, A., Kayalvizhi, G. (2015). Clinical applications of fiber-reinforced composites in dentistry: An overview. *International Journal of Composite Materials*, 5(1), 18–24.
57. Scribante, A., Vallittu, P.K., Özcan, M., Lassila, L.V.J., Gandini, P., Sfondrini, M.F. (2018). Travel beyond clinical uses of fiber reinforced composites (FRCs) in dentistry:

- Past, present and future perspectives. *Biomedical Research International*, 2018, 1498901.
58. Khan, A.A., Zafar, M.S., Fareed, M.A., AlMufareh, N.A., Alshehri, F., AlSunbul, H., Lassila, L., Garoushi, S., Vallittu, P.K. (2023). Fiber-reinforced composites in dentistry: Adhesion aspects. *Dental Materials*, 39(2), 141–151.
 59. Butterworth, C., Ellakwa, A.E., Shortall, A. (2003). Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dental Update*, 30(6), 300–306.
 60. Bijelic-Donova, J., Uctasli, S., Vallittu, P., Lassila, L. (2018). Original and repair bulk fracture resistance of particle filler and short fiber-reinforced composites. *Operative Dentistry*, 43(5), e232–e242.
 61. Garoushi, S., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2007). Use of short fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer network matrix in fixed partial dentures. *Journal of Dentistry*, 35(5), 403–408.
 62. Bijelic-Donova, J., Garoushi, S., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2016). Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber-reinforced dental composite resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 95–102.
 63. Alshabib, A., Jurado, C.A., Tsujimoto, A. (2022). Short fiber-reinforced resin-based composites (SFRCs): Current status and future perspectives. *Dental Materials Journal*, 41(5), 647–654.
 64. Garoushi, S., Lassila, L.V., Tezvergil, A., Vallittu, P.K. (2006). Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *Journal of Dentistry*, 34(3), 179–184.
 65. Vallittu, P.K. (1996). A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, 5(4), 270–276.
 66. Jagger, D., Harrison, A., Jandt, K. (1999). The reinforcement of dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(3), 185–194.
 67. Baysal, D.N., Ayyıldız, S. (t.y.). Sabit bölümlü protezlerde fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanımı [The use of fiber reinforced composite resins in fixed partial dentures].
 68. Goldberg, A.J., Burstone, C.J. (1992). The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials*, 8(3), 197–202.
 69. Mahadevan, G., Tandon, S. (2006). Versatility of ribbon in contemporary dental practice. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 20(1), 53–58.
 70. Soto-Cadena, S.L., Zavala-Alonso, N.V., Cerda-Cristerna, B.I., Ortiz-Magdaleno, M. (2023). Effect of short fiber-reinforced composite combined with polyethylene fibers on fracture resistance of endodontically treated premolars. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(4), 598.e1–598.e10.

71. Kolesov, Y., Kudryavtsev, M., Mikhailenko, N. (2001). Types and compositions of glass for production of continuous glass fiber (review). *Glass and Ceramics*, 58, 197–202.
72. Yu, S.H., Lee, Y., Oh, S., Cho, H.W., Oda, Y., Bae, J.M. (2012). Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration, and combination. *Dental Materials Journal*, 31(6), 1039–1046.
73. Lassila, L., Keulemans, F., Säilynoja, E., Vallittu, P.K., Garoushi, S. (2018). Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber-reinforced composite restorations. *Dental Materials*, 34(4), 598–606.
74. Fonseca, R.B., de Almeida, L.N., Mendes, G.A., Kasuya, A.V., Favarão, I.N., de Paula, M.S. (2016). Effect of short glass fiber/filler particle proportion on flexural and diametral tensile strength of a novel fiber-reinforced composite. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 47–53.
75. Jakab, A., Palkovics, D., Szabó, V.T., Szabo, B., Vincze-Bandi, E., Braunitzer, G., Lassila, L., Vallittu, P., Garoushi, S., Frater, M. (2024). Mechanical performance of extensive restorations made with short fiber-reinforced composites without coverage: A systematic review of in vitro studies. *Polymers*, 16(5), 590.
76. Lassila, L., Tuokko, J., Suni, A., Garoushi, S., Vallittu, P. (2022). Effect of interfacial surface treatment on bond strength of particulate-filled composite to short fiber-reinforced composite. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 9(1), 33–40.
77. Omran, T.A., Garoushi, S., Lassila, L., Shinya, A., Vallittu, P.K. (2019). Bonding interface affects the load-bearing capacity of bilayered composites. *Dental Materials Journal*, 38(6), 1002–1011.
78. Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P.K., Lassila, L. (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber-reinforced composite. *Dental Materials*, 29(8), 835–841.
79. Magne, P., Carvalho, M.A., Milani, T. (2023). Shrinkage-induced cuspal deformation and strength of three different short fiber-reinforced composite resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 35(1), 56–63.
80. Guggenbühl, S., Alshihri, A., Al-Haj Husain, N., Özcan, M. (2021). Adhesion of resin–resin and resin–lithium disilicate ceramic: A methodological assessment. *Materials*, 14(14), 3870.
81. De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118–132.
82. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100–e121.

83. Otani, A., Amaral, M., May, L.G., Cesar, P.F., Valandro, L.F. (2015). A critical evaluation of bond strength tests for the assessment of bonding to Y-TZP. *Dental Materials*, 31(6), 648–656.
84. Jin, X.Z., Homaei, E., Matinlinna, J.P., Tsoi, J.K.H. (2016). A new concept and finite-element study on dental bond strength tests. *Dental Materials*, 32(10), e238–e250.
85. Ismail, A.M., Bourauel, C., ElBanna, A., Salah Eldin, T. (2021). Micro versus macro shear bond strength testing of dentin–composite interface using chisel and wireloop loading techniques. *Dentistry Journal*, 9(12), 140.
86. Elmas, M.S., Göncü Başaran, E., İzgi, A.D. (2021). Diş hekimliğinde kullanılan bağlanma dayanımı test metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 283–288.
87. Andrade, A.M., Garcia, E., Moura, S.K., Reis, A., Loguercio, A., Silva, L.M., Pimentel, G.H., Grande, R.H.M. (2012). Do the microshear test variables affect the bond strength values? *International Journal of Dentistry*, 2012(1), 618960.
88. Fornazari, I.A., Wille, I., Meda, E., Brum, R., Souza, E. (2017). Effect of surface treatment, silane, and universal adhesive on microshear bond strength of nanofilled composite repairs. *Operative Dentistry*, 42(4), 367–374.
89. El Mourad, A.M. (2018). Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: A review of literature. *Open Dentistry Journal*, 12, 664–678.
90. Albers, H.F. (2002). *Tooth-Colored Restoratives* (9th ed.). London.
91. Joniot, S., Grandini, S., Bouillaguet, S., Gonthier, S. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39–46.
92. Moda, M.D., de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza, F., da Silva, M.A., Panzeri, H., Saad, J.R.C. (2018). Comparison of different polishing methods on the surface roughness of microhybrid, microfill, and nanofill composite resins. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 9(1), e12299.
93. Gadegaard, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: Technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2–3), 87–97.
94. Verran, J., Rowe, D.L., Boyd, R.D. (2003). Visualization and measurement of nanometer-dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy. *International Biodeterioration & Biodegradation*, 51(3), 221–228.
95. Kim, K.H., Okuno, O. (2002). Microfracture behaviour of composite resins containing irregular-shaped fillers. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1153–1159.
96. Lassila, L., Säilynoja, E., Keulemans, F., Vallittu, P.K., Garoushi, S. (2020). Bilayered composite restoration: The effect of layer thickness on fracture behavior. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 7(1), 80–85.

97. Opdam, N.J., Bronkhorst, E.M., Roeters, J.M., Loomans, B.A. (2007). A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dental Materials*, 23(1), 2–8.
98. Van Nieuwenhuysen, J.P., D’Hoore, W., Carvalho, J., Qvist, V. (2003). Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *Journal of Dentistry*, 31(6), 395–405.
99. Brunthaler, A., König, F., Lucas, T., Sperr, W., Schedle, A. (2003). Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clinical Oral Investigations*, 7(2), 63–70.
100. Opdam, N.J., Loomans, B.A., Roeters, J.M., Bronkhorst, E.M. (2007). Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(5), 469–475.
101. Garoushi, S.K., Säilynoja, E., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2015). The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 1(1), 6–12.
102. Garoushi, S.K., Lassila, L.V., Vallittu, P.K. (2006). Fiber-reinforced composite substructure: Load-bearing capacity of an onlay restoration. *Acta Odontologica Scandinavica*, 64(5), 281–285.
103. Xu, H.H., Schumacher, G.E., Eichmiller, F.C., Peterson, R.C. (2003). Effects of different whiskers on the reinforcement of dental resin composites. *Dental Materials*, 19(5), 359–367.
104. Jakab, A.G. (2025). *In vitro evaluation of direct restorations utilizing short fiber-reinforced composite without coverage*. University of Szeged, Szeged.
105. Barreto, B.C., Pereira, G.K.R., Valandro, L.F., Bottino, M.A., Özcan, M. (2016). Short fibre-reinforced composite for extensive direct restorations: A laboratory and computational assessment. *Clinical Oral Investigations*, 20(5), 959–966.
106. Tsujimoto, A., Barkmeier, W.W., Takamizawa, T., Latta, M.A., Miyazaki, M. (2016). Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *Dental Materials Journal*, 35(3), 418–424.
107. Tsujimoto, A., Barkmeier, W.W., Takamizawa, T., Latta, M.A., Miyazaki, M. (2017). Depth of cure, flexural properties and volumetric shrinkage of low and high viscosity bulk-fill giomers and resin composites. *Dental Materials Journal*, 36(2), 205–213.
108. Tsujimoto, A., Barkmeier, W.W., Takamizawa, T., Latta, M.A., Miyazaki, M. (2016). Bonding performance and interfacial characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with other composite restoratives. *European Journal of Oral Sciences*, 124(3), 301–308.
109. Li, J. (1997). Effects of surface properties on bond strength between layers of newly cured dental composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(5), 358–360.

110. O'Neill, C., Silikas, N., Watts, D.C. (2018). 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.
111. Vallittu, P.K. (1997). Oxygen inhibition of autopolymerization of polymethylmethacrylate-glass fibre composite. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 8(8), 489–492.
112. Vallittu, P.K. (1999). Unpolymerized surface layer of autopolymerizing polymethyl methacrylate resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(3), 208–212.
113. Lekka, M.P., Papagiannoulis, L., Kakaboura, A. (1989). A comparative in vitro study of visible light-cured sealants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 16(3), 287–299.
114. GC Europe N.V. (2024). *everX Posterior™ & everX Flow™: Study Compilation*. Leuven, Belgium.
115. Garoushi, S., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2007). Short glass fiber-reinforced restorative composite resin with semi-interpenetrating polymer network matrix. *Dental Materials*, 23(11), 1356–1362.
116. Frese, C., Wolff, D., Staehle, H.J., Hanning, C., Jäger, F. (2014). Original and repair bond strength of fiber-reinforced composites in vitro. *Dental Materials*, 30(4), 456–462.
117. Khan, A.A., Azam, M.T., Khan, M., Mian, S.A., Rehman, I.U. (2018). Polymer matrix of fiber-reinforced composites: Changes in the semi-interpenetrating polymer network during the shelf life. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 78, 414–419.
118. Hatta, M., Ikeda, T., Tsuji, M., Aoki, H., Tsubota, K. (2021). Effect of interpenetrating polymer network (IPN) thermoplastic resin on flexural strength of fibre-reinforced composite and the penetration of bonding resin into semi-IPN FRC post. *Polymers*, 13(18), 3200.
119. Lassila, L.V., Garoushi, S., Tanner, J., Vallittu, P.K. (2005). Evaluation of some properties of two fiber-reinforced composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, 63(4), 196–204.
120. Finger, W.J., Lee, K.S., Podszun, W. (1996). Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. *Dental Materials*, 12(4), 256–261.
121. Rueggeberg, F., Margeson, D. (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *Journal of Dental Research*, 69(10), 1652–1658.
122. Rahiotis, C., Zinelis, S., Eliades, G., Eliades, T. (2015). Setting characteristics of a resin infiltration system for incipient caries treatment. *Journal of Dentistry*, 43(6), 715–719.
123. Panchal, A.C., Asthana, G. (2020). Oxygen inhibition layer: A dilemma to be solved. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 23(3), 254–258.

124. Polacek, P., Jancar, J. (2008). Effect of filler content on the adhesion strength between UD fiber reinforced and particulate filled composites. *Composites Science and Technology*, 68(1), 251–259.
125. Kallio, T.T., Lastumäki, T.M., Vallittu, P.K. (2001). Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. *Dental Materials*, 17(1), 80–86.
126. Jafarnia, S., Shahidi, S., Falsafi, A., Akbarzadeh, M. (2021). Physical and mechanical characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with bulk-fill composites. *Journal of Oral Science*, 63(2), 148–151.
127. Lassila, L., Säilynoja, E., Tanner, J., Garoushi, S., Vallittu, P. (2025). Bacterial adhesion and surface roughness of particulate-filled and short fiber-reinforced composites. *Odontology*, 113(2), 634–644.
128. Kircelli, B.H., Cifter, M., Akin, H., Cifter, C. (2023). Comparison of the bond strength of five different composites used in the production of clear aligner attachments. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 124(6), 101481.
129. Ludovichetti, F.S., Pereira, G.K.R., Valandro, L.F., Brondani, L.P., Özcan, M. (2022). Depth of cure, hardness, roughness and filler dimension of bulk-fill flowable, conventional flowable and high-strength universal injectable composites: An in vitro study. *Nanomaterials*, 12(12), 1951.
130. Ranka, S., Reddy, M., Vasudeva, G. (2022). Comparative evaluation of two different fiber-reinforced composite materials in Class I post-endodontic restorations in molars—A randomized clinical study. *Materials*, 15(21), 7858.
131. Ribeiro, J.C.R., Teixeira, H.M., Pereira, C., Sousa, B. (2008). Shear strength evaluation of composite–composite resin associations. *Journal of Dentistry*, 36(5), 326–330.
132. Al Musa, A., Al Nahedh, H. (2014). Incremental layer shear bond strength of low-shrinkage resin composites under different bonding conditions. *Operative Dentistry*, 39(6), 603–611.
133. Özcan, M., Barbosa, S.H., Melo, R.M., Galhano, G.A., Bottino, M.A. (2014). Adhesion of substrate–adherent combinations for early composite repairs: Effect of intermediate adhesive resin application. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 49, 97–102.
134. Ilie, N., Oberthür, M.T. (2014). Effect of sonic-activated resin composites on the repair of aged substrates: An in vitro investigation. *Clinical Oral Investigations*, 18(6), 1605–1612.
135. AlJehani, Y.A., AlDeeb, L., AlShahrani, A., AlShehri, F., AlShahrani, M. (2016). Shear bond strength between fiber-reinforced composite and veneering resin composites with various adhesive resin systems. *Journal of Prosthodontics*, 25(5), 392–401.

136. Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C.C., Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), e38–e49.
137. Hepdeniz, O., Ermis, R. (2019). Comparative evaluation of marginal adaptation and microleakage of low-shrinking composites after thermocycling and mechanical loading. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 22(5), 633–641.
138. GC Europe N.V. (2018). *G-ænial® Universal Injectable – Technical Manual Version 1.0*. Leuven, Belgium.
139. GC Europe N.V. (2020). *everX Flow™ – Comprehensive Guide Version 1.0*. Leuven, Belgium.
140. Thomaidis, S., Kakaboura, A., Tolidis, K., Zinelis, S. (2013). Mechanical properties of contemporary composite resins and their interrelations. *Dental Materials*, 29(8), e132–e141.
141. Junior, S.A.R., Studart, A.R., Salles, M.B., de Souza, E.M., Bottino, M.A. (2008). Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dental Materials*, 24(9), 1281–1288.
142. Borges, A.L.S., Cavalcanti, A.N., Marchi, G.M., Ambrosano, G.M.B., Pérez, D.E.C., Lima, D.A.N.L. (2021). Polymerization shrinkage, hygroscopic expansion, elastic modulus and degree of conversion of different composites for dental application. *Journal of Composites Science*, 5(12), 322.
143. Cadenaro, M., Maravic, T., Comba, A., Mazzoni, A., Fanfoni, L., Ruggeri, A., Breschi, L. (2008). Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. *Dental Materials*, 24(5), 681–685.
144. Eren, D., Doğan, C.A., Bektaş, Ö.Ö. (2019). Effect of different surface treatments and roughness on the repair bond strength of aged nanohybrid composite. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery*, 37(8), 473–482.
145. Al Sunbul, H., Silikas, N., Watts, D.C. (2016). Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dental Materials*, 32(8), 998–1006.
146. Khoramian Tusi, S., Soudi, A., Ahmadi, E., Sharifi, S., Ebrahimi, A. (2022). Comparison of polymerization shrinkage of a new bulk-fill flowable composite with other composites: An in vitro study. *Clinical and Experimental Dental Research*, 8(6), 1605–1613.
147. Boaro, L.C.C., Gonçalves, F., Guimarães, T., Ferracane, J.L., Pfeifer, C.S., Braga, R.R. (2010). Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials*, 26(12), 1144–1150.
148. Leloup, G., Holsheimer, W., Degrange, M., Vreven, J. (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research*, 80(7), 1605–1614.

149. Hagge, M.S., Lindemuth, J.S. (2001). Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with nine dentin adhesive systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(6), 620–623.
150. Osorio, R., Yamauti, M., Osorio, E., Ruiz-Requena, M.E., Toledano, M. (2008). Resistance of ten contemporary adhesives to resin-dentine bond degradation. *Journal of Dentistry*, 36(2), 163–169.
151. Toledano, M., Osorio, R., Albaladejo, A., Aguilera, F.S., Osorio, E., Toledano-Osorio, M. (2007). Durability of resin–dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dental Materials*, 23(7), 885–892.
152. Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., Ergun, G., Vallittu, P., Lassila, L. (2008). Effect of fiber-reinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. *Dental Materials Journal*, 27(5), 736–743.
153. Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: The monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97–116.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : OĞUZ, Asude Mürüvet
Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Ondokuz Mayıs Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2021
Lise	Açık Öğretim Lisesi	2016

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2022-devam ediyor	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Araştırma Gör.

Yabancı Dil

İngilizce

Desteklenen Projeler

1. Hacer Deniz Arısu (Yürütücü), Asude Mürüvet Oğuz. Farklı özelliklere sahip kompozit rezinlerin farklı viskozitelerdeki kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlere bağlanma dayanımının değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri-BAP, 2024-Devam ediyor.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..