



T.C.

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Çocuk Diş Hekimliği Ana Bilim Dalı

**SÜT DİŞLERİNDE KULLANILAN REZİN ESASLI
RESTORASYON MATERYALLERİNİN MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Gözde ŞAHİN

Doktora Tezi

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Hazal ÖZCAN

İstanbul, 2025

**SÜT DİŞLERİNDE KULLANILAN REZİN ESASLI RESTORASYON
MATERYALLERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN
İNCELENMESİ**

Gözde ŞAHİN

Çocuk Diş Hekimliği Ana Bilim Dalı

Doktora Tezi

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ
2025

“Gözde ŞAHİN” tarafından hazırlanmış ve 01.12.2025 tarihinde sunulmuş “SÜT DİŞLERİNDE KULLANILAN REZİN ESASLI RESTORASYON MATERYALLERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ” başlıklı tez Çocuk Diş Hekimliği Ana Bilim Dalında Doktora Tezi olarak **oy birliği** ile kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Hazal ÖZCAN

Danışman

Tez Savunma Sınavı Jüri Üyeleri:

Prof. Dr. Figen SEYMEN	Klinik Bilimler Bölümü, Altınbaş Üniversitesi	_____
Doç. Dr. Sinem BİRANT	Klinik Bilimler Bölümü, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa	_____
Dr. Öğr. Üyesi Beril KOYUNCU	Klinik Bilimler Bölümü, Altınbaş Üniversitesi	_____
Dr. Öğr. Üyesi Dilara DİNÇ	Klinik Bilimler Bölümü, Biruni Üniversitesi	_____
Dr. Öğr. Üyesi Hazal ÖZCAN	Klinik Bilimler Bölümü, Altınbaş Üniversitesi	_____

Bu tezin Doktora tezi olarak bütün şartları sağladığını beyan ederim.

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranışlara uygun olarak edinildiğini ve sunulduğunu beyan ederim. Ayrıca, bu kuralların ve davranışların gerektirdiği şekilde, bu çalışmada, orijinal olmayan tüm materyalleri ve sonuçları tamamen alıntı yaptığımı ve referans gösterdiğimi de beyan ederim.

Gözde ŞAHİN

İmzası



İTHAF

Doktora tezimi sonsuz sevgileri ve destekleriyle her zaman yanımda olan *canım ailem*'e ithaf ediyorum...



ÖNSÖZ

Doktora sürecim ve tez çalışmam boyunca sahip olduğu derin akademik bilgi ve deneyimiyle bana yön veren, sabır ve anlayışla her zaman yanımda olup desteğini eksik etmeyen ve birlikte çalışmaktan gurur duyduğum değerli danışmanım sayın *Dr. Öğr. Üyesi Hazal ÖZCAN*'a,

Bilgi ve deneyimleriyle doktora eğitimime değerli katkılar sunan, çalışma disiplini ve mesleki duruşuyla her zaman örnek aldığım Anabilim Dalı Başkanımız sayın *Prof. Dr. Figen SEYMEN*'e ve diğer bölüm hocalarımıza,

Davetimizi kabul ederek bizleri onurlandıran jüri üyelerimiz sayın *Doç. Dr. Sinem BİRANT*'a, *Dr. Öğr. Üyesi Dilara DİNÇ*'e, *Dr. Öğr. Üyesi Beril KOYUNCU*'ya,

Doktora eğitimim süresince yanımda olarak desteğini her zaman hissettiren *Edmon SAKIZ*, *Kuzey Ateş KAS*, *Selena Su DENİZER* ve *Mustafa KÜÇÜK* başta olmak üzere tüm değerli asistan arkadaşlarıma,

Her zaman yanımda olarak verdikleri destek ve dostluklarıyla bana güç ve mutluluk katan, değerli eczacı dostlarım *Arş. Gör. Serel ULUSOY* ve *Dr. Öğr. Üyesi Diren ERGİN*'e,

En zor anlarımda yanımda olup, en çok düştüğüm zamanlarda beni ayağa kaldıran; saf ve sonsuz sevgileri, destekleri ve inançlarıyla daima daha iyisini başarmam için bana güç veren, bugün sahip olduğum her şeyde en büyük paya sahip olan ve hakkını bir ömür boyu ödeyemeyeceğimi bildiğim canım annem *Dr. Gülден Olcay GÜRLER* ile kıymetli babam *Dr. Hüseyin GÜRLER*'e,

Tez süresince verdikleri destek, sevgileri ve sıcak kalpleriyle her zaman yanımda olan *Cemile annem*'e ve *Ali babam*'a,

Her zaman yanımda olup sonsuz, sınırsız sevgisi ve desteğiyle bana güç veren biricik eşim *Dt. Cem ŞAHİN*'e,

Kalpten sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

SÜT DİŞLERİNDE KULLANILAN REZİN ESASLI RESTORASYON MATERYALLERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

ŞAHİN, Gözde

Doktora, Çocuk Diş Hekimliği Ana Bilim Dalı, Altınbaş Üniversitesi

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Hazal ÖZCAN

Tarih: 12/2025

Sayfa: 184

AMAC: Bu çalışmada, çocuk diş hekimliğinde güncel olarak kullanılan rezin esaslı restoratif materyallerin süt dişlerinde mikrosertlik, mikrosızıntı ve mikrogerilim bağlanma dayanımı yönünden in vitro koşullarda karşılaştırılması amaçlanmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM: Bu in vitro çalışmada, kompül formunda dört farklı restoratif materyal (Dyract XP, Neo Spectra ST HV, Filtek One Bulk Fill, SDR Plus), çürüksüz insan süt 2. molar dişlere uygulanmıştır. Her grupta 8'er adet olmak üzere toplam 32 örneğin başlangıç Vickers mikrosertlik ölçümleri yapılmış ve 10.000 termal siklus sonrası tekrar ölçülmüştür. Mikrosızıntı testi için, her gruptan 8'er adet süt ikinci molar dişe sınıf II kavite açılarak restorasyon uygulanmış, örnekler 500 termal siklusa tabi tutulmuştur. Örnekler %0,5'lik bazik fuksinle 24 saat boyanıp mezio-distal yönde kesilerek mikrosızıntı değerlendirilmiştir. Mikrogerilim testinde, dört farklı materyal grubu için 20'şer adet 1×1 mm² çubuk hazırlanmış ve test cihazında kopma değerleri elde edilmiştir. Sızıntı ve kopma analizleri stereomikroskop ile yapılmıştır.

BULGULAR: Tüm materyallerde termal siklus sonrası mikrosertlik değerlerinde anlamlı azalma gözlenmiştir ($p<0.05$). Neo Spectra ST HV, yaşlandırma öncesi ve sonrası en yüksek, SDR Plus ise en düşük mikrosertlik değeri göstermiştir. Sertlik düşüşü en fazla Neo Spectra ST HV, en az SDR Plus'ta gözlemlenmiştir ($p<0.05$). Bağlanma dayanımında, Neo Spectra ST HV en yüksek, Dyract XP ise en düşük ortalamayı göstermiş; aralarındaki fark anlamlı

bulunmuştur ($p<0.05$). Kopma tiplerinde en sık adeziv tip görülmüş; gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Mikrosızıntıda oklüzal bölgede gruplar arasında fark saptanmazken, gingival bölgede anlamlı fark belirlenmiş; en fazla sızıntı Dyract XP, en az ise SDR Plus ve Filtek One Bulk Fill gruplarında gözlenmiştir ($p<0.05$).

SONUÇ: Termal siklus sonrası tüm materyallerin mikrosertliği azalmıştır. Neo Spectra ST HV en yüksek mikrosertlik ve bağlanma dayanımını göstermiştir. Gingival mikrosızıntı SDR Plus ve Filtek One Bulk Fill’te en düşük seviyededir. Çalışma, restoratif materyallerin fizikomekanik özelliklerinin klinik başarı açısından belirleyici olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Bulk-fill, Kompomer, Kompozit, Mikrogerilim, Mikrosertlik, Mikrosızıntı, Süt Dişi.

ABSTRACT

THE INVESTIGATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF RESIN-BASED RESTORATION MATERIALS USED IN PRIMARY TEETH

ŞAHİN, Gözde

PhD., Department of Pediatric Dentistry, Altınbaş University

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Hazal ÖZCAN

Date: 12/2025

Pages: 184

OBJECTIVE: This study aimed to compare, under in vitro conditions, the microhardness, microleakage, and microtensile bond strength of resin-based restorative materials currently used in pediatric dentistry on primary teeth.

MATERIALS AND METHODS: In this in vitro study, four different restorative materials in compule form (Dyract XP, Neo Spectra ST HV, Filtek One Bulk Fill, SDR Plus) were applied to caries-free human primary second molars. Initial Vickers microhardness measurements were performed on a total of 32 specimens (eight per group), followed by repeated measurements after 10,000 thermal cycles. For the microleakage test, Class II cavities were prepared and restored in eight primary second molars per group, and the specimens were subjected to 500 thermal cycles. The specimens were immersed in 0.5% basic fuchsin for 24 hours and sectioned mesiodistally for microleakage evaluation. In the microtensile test, twenty sticks measuring 1×1 mm² were prepared for each of the four material groups, and fracture values were obtained using a testing machine. Microleakage and fracture analyses were performed with a stereomicroscope.

RESULTS: A statistically significant decrease in microhardness values was observed in all materials after thermal cycling ($p<0.05$). Neo Spectra ST HV showed the highest microhardness before and after aging, while SDR Plus showed the lowest. The greatest decrease in hardness was observed in Neo Spectra ST HV, and the least in SDR Plus

($p < 0.05$). In terms of bond strength, Neo Spectra ST HV showed the highest mean, while Dyract XP showed the lowest, and the difference between them was statistically significant ($p < 0.05$). Adhesive failure was the most frequent failure type, with no significant difference between groups ($p > 0.05$). While no difference was detected among groups in occlusal microleakage, significant differences were found in gingival microleakage; the highest leakage was observed in Dyract XP, and the lowest in SDR Plus and Filtek One Bulk Fill ($p < 0.05$).

CONCLUSION: After thermal cycling, the microhardness of all materials decreased. Neo Spectra ST HV exhibited the highest microhardness and bond strength. Gingival microleakage was lowest in SDR Plus and Filtek One Bulk Fill. The study demonstrates that the physicommechanical properties of restorative materials are decisive for clinical success.

Keywords: Bulk-fill, Compomer, Composite, Microhardness, Microleakage, Microtensile, Primary Tooth.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
TABLO LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ	xvi
KISALTMALAR.....	xxi
SEMBOL LİSTESİ	xxiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 SÜT DİŞLERİNDE ÇÜRÜK	4
2.2 SÜT DİŞLERİNDE KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLER	6
2.2.1 Amalgam.....	6
2.2.2 Kompozit Resinler	7
2.2.2.1 Kompozit resinlerin yapısı	9
2.2.2.2 Kompozit resinlerin sınıflandırılması	13
2.2.2.3 Kompozit resin sistemlerdeki güncel gelişmeler	22
2.2.3 Cam İyonomer Simanlar	31
2.2.3.1 Geleneksel cam iyonomer simanlar (CİS)	31
2.2.3.2 Resin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)	32
2.2.3.3 Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS).....	33
2.2.3.4 Giomer.....	34
2.2.3.5 Nano-iyonomer	34
2.2.3.6 Cam karbomer	35

2.2.3.7 Zirkonomerler (zirkonyumla güçlendirilmiş cam iyonomer siman).....	35
2.2.4 Kompomer (Poliasit Modifiye Kompozit Resin).....	36
2.2.4.1 Kompomerlerin içeriği.....	36
2.2.4.2 Kompomerlerin özellikleri.....	37
2.2.4.3 Kompomerlerin endikasyonları.....	37
2.2.4.4 Kompomerlerin kontrendikasyonları	37
2.2.4.5 Kompomerlerin avantajları	38
2.2.4.6 Kompomerlerin dezavantajları.....	38
2.3 YÜZEY SERTLİĞİ TESTLERİ.....	38
2.4 BAĞLANMA DAYANIM TESTLERİ.....	41
2.5 MİKROSIZINTI TESPİT YÖNTEMLERİ.....	44
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	46
3.1 ÖRNEKLEM BÜYÜKLÜĞÜNÜN BELİRLENMESİ	46
3.2 MİKROSIZINTI VE MİKROGERİLİM TESTLERİ İÇİN DİŞ ÖRNEKLERİNİN SEÇİMİ VE HAZIRLIK SAFHASI.....	49
3.3 ÇALIŞMADA KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLER.....	50
3.3.1 Dyract Xp Kompomer.....	50
3.3.2 Neo Spectra ST HV.....	50
3.3.3 Filtek One Bulk Fill	52
3.3.4 SDR Plus Bulk Fill.....	52
3.4 ÇALIŞMADA KULLANILAN CİHAZLAR	55
3.4.1 Polimerizasyon Cihazı	55
3.4.2 Vickers Sertlik Cihazı	56
3.4.3 Termal Siklus Cihazı.....	57
3.4.4 İnkübatör (Etüv) Cihazı	57

3.4.5 Kesme Cihazı	58
3.4.6 Zımpara ve Parlatma Cihazı.....	59
3.4.7 Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Test Cihazı.....	59
3.4.8 Stereomikroskop	60
3.5 ÇALIŞMADA KULLANILAN SOLÜSYONLAR	60
3.5.1 Distile Su.....	60
3.5.2 Bazik Fuksin	61
3.5.3 Kloramin-T Solüsyonu.....	62
3.5.4 G-Premio Bond	62
3.6 TEST GRUPLARININ PLANLANMASI	63
3.6.1 Mikrosertlik Deneyi	63
3.6.1.1 Mikrosertlik (vickers) testi için örneklerin hazırlanması	63
3.6.1.2 Mikrosertlik ölçümleri	68
3.6.2 Mikrosızıntı Deneyi	68
3.6.2.1 Mikrosızıntı testi için dişlerin seçilmesi	68
3.6.2.2 Mikrosızıntı örneklerinin hazırlanması	69
3.6.2.3 Mikrosızıntı örneklerine kavite açılması.....	70
3.6.2.4 Mikrosızıntı örneklerine restoratif materyallerin uygulanması.....	71
3.6.2.5 Mikrosızıntı örneklerinin %0,5 bazik fuksinde boyanması	76
3.6.2.6 Mikrosızıntı örneklerinin meziodistal kesilmesi	77
3.6.2.7 Mikrosızıntı örneklerinin skorlanması	78
3.6.3 Mikrogerilim Testi	79
3.6.3.1 Mikrogerilim testi için dişlerin seçilmesi.....	79
3.6.3.2 Mikrogerilim testi için örneklerin hazırlanması.....	80
3.6.3.3 Mikrogerilim örneklerine materyal uygulanması.....	82

3.6.3.4 Mikrogerilim örneklerinin etüvde bekletilmesi	86
3.6.3.5 Mikrogerilim dış örneklerinden 1 mm ² 'lik kesitler elde edilmesi	86
3.6.3.6 Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi	86
3.6.3.7 Bağlanma ara yüzeyindeki kopma çeşitlerinin incelenmesi	88
3.7 VERİLERİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ	88
4. BULGULAR.....	89
4.1 MİKROSERTLİK BULGULARI.....	89
4.1.1 Mikrosertlik Testine Ait Stereomikroskopik Görüntüler.....	92
4.2 MİKROSIZINTI BULGULARI	97
4.2.1 Mikrosızıntı Testine Ait Stereomikroskopik Görüntüler	100
4.3 MİKROGERİLİM BULGULARI	102
4.3.1 Mikrogerilim Testi Sonrası Kopma Tiplerine Ait Stereomikroskopik Görüntüler	105
5. TARTIŞMA.....	108
5.1 MATERYALLERİN MİKROSERTLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	113
5.2 MATERYALLERİN MİKROSIZINTILARININ DEĞERLENDİRİLMESİ	122
5.3 MATERYALLERİN MİKROGERİLİM BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ	128
6. SONUÇLAR.....	133
REFERANSLAR	135
EK A	161

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyallerin Listesi.....	54
Tablo 3.2: Çalışmada Kullanılan Yardımcı Materyallerin Listesi.	55
Tablo 3.3: Mikrosızıntı Testi Örneklerinin Stereomikroskop Altında Değerlendirilmesi ve Skorlaması (Juloski, J., Carrabba, M., Aragonese, J. M., Forner, L., Vichi, A. ve Ferrari, M., 2013).	78
Tablo 4.1: Materyallerin Mikrosertlik Açısından Değerlendirilmesi.....	89
Tablo 4.2: Materyallerin Mikrosertlik Değişim Miktarları Açısından Değerlendirilmesi..	91
Tablo 4.3: Materyallerin Oklüzal ve Gingival Mikrosızıntı Skor Dağılımları.....	97
Tablo 4.4: Materyallerin Oklüzal ve Gingival Mikrosızıntı Düzeyleri Açısından Değerlendirilmesi.	99
Tablo 4.5: Materyallerin Bağlanma Dayanımı Açısından Değerlendirilmesi.....	102
Tablo 4.6: Materyallerin Kopma Tipleri Açısından Değerlendirilmesi.	104

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 3.1: Mikrosızıntı ve Mikrosertlik Testleri İçin Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesinde Kullanılan Güç Analizi.....	47
Şekil 3.2: Mikrogerilim Testi İçin Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesinde Kullanılan Güç Analizi.	48
Şekil 3.3: A2- Dyract XP Kompomer.	50
Şekil 3.4: A2- Neo Spectra ST HV.	51
Şekil 3.5: A2- Filtek One Bulk Fill.	52
Şekil 3.6: A2- SDR Plus Bulk Fill.....	53
Şekil 3.7: Valo Grand LED Polimerizasyon Cihazı (Ultradent, South Jordan,UT, ABD).	56
Şekil 3.8: HMT-G serisi Shimadzu Mikrosertlik Cihazı (Shimadzu, Japonya).....	56
Şekil 3.9: MOD Dental Termal Siklus Cihazı (Ankara, Türkiye).....	57
Şekil 3.10: EN 120 Etüv (NÜVE, Türkiye).	58
Şekil 3.11: Isomet High Speed Hassas Kesim Cihazı (Buehler, USA).....	58
Şekil 3.12: Phoenix Beta Grinder /Polisher (Buehler, Almanya).....	59
Şekil 3.13: MOD Dental Mikrogerilim Test Cihazı (Esetron, Ankara, Türkiye).....	59
Şekil 3.14: Nikon SMZ745T (Nikon Instruments Europe BV, Hollanda).....	60
Şekil 3.15: Distile Su.	61
Şekil 3.16: %0,5 Bazik Fuksin (Norateks Kimya, Türkiye).....	61
Şekil 3.17: G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya).....	62
Şekil 3.18: Mikrosertlik Ölçümleri İçin Kullanılan Restoratif Materyallerin Yerleştirildiği Disk Formundaki Teflon Kalıp.....	66
Şekil 3.19: Mikrosertlik Ölçümleri İçin Kullanılan Restoratif Materyallerin Hazırlık Aşaması.	67

Şekil 3.20: Mikrosertlik Ölçümleri İçin Hazırlanan Restoratif Materyal Gruplarına Ait Disk Formundaki Örnekler.	67
Şekil 3.21: Mikrosızıntı Deneyinde Kullanılacak Dişlerin Distile Suda Muhafaza Edilmesi.	69
Şekil 3.22: Mikrosızıntı Deneyi İçin Dişlerin Sabitlenmesinde Kullanılan Metal Kalıplar.	70
Şekil 3.23: Mikrosızıntı Çalışmasında Kullanılan Materyaller ve Akrilik Bloklara Yerleştirilmiş Diş Örnekleri.	70
Şekil 3.24: 4×3×2 mm Ebatlarında Kavite Hazırlanan Diş Örneği.	71
Şekil 3.25: Mikrosızıntı Testi İçin Hazırlanan Diş Örneğine Otomatriks Sisteminin Uygulanması.	72
Şekil 3.26: Mikrosızıntı Testi İçin Hazırlanan Diş Örneğine G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya) Uygulanması.	72
Şekil 3.27: Mikrosızıntı Testi İçin Kavite Açılan Diş Örneğine Uygulanan G-Premio Bond'un Polimerizasyonu.	73
Şekil 3.28: Mikrosızıntı Testi İçin Kavite Açılan Diş Örneğine Restoratif Materyalin Uygulanması.	73
Şekil 3.29: Mikrosızıntı Testi İçin Kavite Açılan Diş Örneğine Restoratif Materyalin Kondanse Edilmesi.	74
Şekil 3.30: Mikrosızıntı Testi İçin Restoratif İşlemi Tamamlanan Dişin Polimerizasyonu.	74
Şekil 3.31: Mikrosızıntı Testi İçin Restoratif İşlemi Tamamlanmış Diş Örneği.	75
Şekil 3.32: KERR Optidisc (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) Parlatma ve Cilalama Diskleri.	75
Şekil 3.33: Mikrosızıntı Testi İçin Hazırlanan Diş Örneklerinin %0,5'lik Bazik Fuksin Solüsyonunda Bekletilmesi.	76
Şekil 3.34: Mikrosızıntı Testi Amacıyla Hazırlanan Diş Örneklerinin %0,5 Bazik Fuksin Solüsyonu ile Boyama Sonrası Görüntüsü.	77

Şekil 3.35: Mikrosızıntı Testi İçin Kullanılan Restoratif Materyaller ve %0,5 Bazik Fuksin Solüsyonu ile Boyanmış Diş Örnekleri.	77
Şekil 3.36: Mikrosızıntı Testi İçin Hazırlanan Örneğin Mezio-Distal Yönde Kesilmesi. ..	78
Şekil 3.37: Mikrogerilim Testi Amacıyla Seçilen Diş Örneklerine Ait Genel Görünüm. ..	79
Şekil 3.38: Mikrogerilim Testi İçin Kullanılan Diş Örneklerinin Zımpara Cihazı ile Yüzey Hazırlığı.	80
Şekil 3.39: Mikrogerilim Testi İçin Kök Kısmı Separatör ile Uzaklaştırılan Diş Örneği. ..	81
Şekil 3.40: Mikrogerilim Testi Öncesinde Yüzeyi Zımparalanarak Hazırlanmış Diş Örneği.	82
Şekil 3.41: Mikrogerilim Testi İçin Restoratif Materyallerin Yerleştirilmesinde Kullanılan Teflon Kalıp.....	83
Şekil 3.42: Mikrogerilim Testi İçin Hazırlanan Diş Örneklerine Dyract XP Kompomer ve Neo Spectra ST HV Kompozit Uygulanması.....	84
Şekil 3.43: Mikrogerilim Testi İçin Hazırlanan Diş Örneğine Teflon Kalıbın Uygulanması.	84
Şekil 3.44: Mikrogerilim Testi İçin Teflon Kalıp Kullanılarak Restoratif Materyal Uygulanmış Diş Örneği.	85
Şekil 3.45: Mikrogerilim Testi İçin Hazırlanan Diş Örneklerine SDR Plus ve Filtek One Bulk Fill Uygulanması.	85
Şekil 3.46: Mikrogerilim Testi İçin Hazırlanan Diş Örneklerinden Elde Edilen Yaklaşık 1 mm ² Boyutlarındaki Çubuk (Stick) Kesitler.....	86
Şekil 3.47: Mikrogerilim Testi İçin Hazırlanan Çubuk Formundaki Örneklerin Dijital Kumpasla (Mitutoyo, Japonya) Boyutsal Ölçümü.	87
Şekil 3.48: Çubuk Formundaki Test Örneğinin Mikrogerilim Test Cihazına Yerleştirilmesi.	87
Şekil 4.1: Materyallerin Termal Siklus Öncesi ve Sonrası Mikrosertlik Değerlerinin Karşılaştırılması.....	89

Şekil 4.2: Termal Siklus Sonrası Mikrosertlik Değişim Miktarlarının (Δ Sertlik) Materyallere Göre Karşılaştırılması.	92
Şekil 4.3: SDR Plus Materyalinin Termal Döngü Uygulanmadan Önce Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.	93
Şekil 4.4: SDR Plus Materyalinin Termal Döngü Uygulandıktan Sonraki Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.	93
Şekil 4.5: Dyract XP Kompomer Materyalinin Termal Döngü Uygulanmadan Önce Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.....	94
Şekil 4.6: Dyract XP Kompomer Materyalinin Termal Döngü Uygulandıktan Sonraki Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.....	94
Şekil 4.7: Neo Spectra ST HV Kompozit Materyalinin Termal Döngü Uygulanmadan Önce Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.....	95
Şekil 4.8: Neo Spectra ST HV Kompozit Materyalinin Termal Döngü Uygulandıktan Sonraki Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.	95
Şekil 4.9: Filtek One Bulk Fill Materyalinin Termal Döngü Uygulanmadan Önce Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.....	96
Şekil 4.10: Filtek One Bulk Fill Materyalinin Termal Döngü Uygulandıktan Sonraki Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.....	96
Şekil 4.11: Farklı Restoratif Materyal Gruplarına Ait Oklüzal Mikrosızıntı Skorlarının Yüzdelik Dağılımı.	98
Şekil 4.12: Farklı Restoratif Materyal Gruplarına Ait Gingival Mikrosızıntı Skorlarının Yüzdelik Dağılımı.	99
Şekil 4.13: Oklüzal ve Gingival Mikrosızıntı Düzeylerinin Materyallere Göre Dağılımı.	100
Şekil 4.14: Gingival ve Aksiyel Duvarlarda Gözlenen Mikrosızıntı Skorları ile İlgili Stereomikroskopik Görüntüler.	101
Şekil 4.15 Materyallerin Ortalama Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa).	103
Şekil 4.16 Materyal Gruplarına Göre Kopma Tiplerinin Dağılımı (%).	104

Şekil 4.17 Adeziv Kırık Gözlenen Neo Spectra Grubuna Ait Örnek.	105
Şekil 4.18 Miks Kırık Gözlenen Neo Spectra Grubuna Ait Örnek.	105
Şekil 4.19 Adeziv Kırık Gözlenen SDR Plus Grubuna Ait Örnek.	105
Şekil 4.20 Miks Kırık Gözlenen SDR Plus Grubuna Ait Örnek.	106
Şekil 4.21 Adeziv Kırık Gözlenen Filtek One Bulk Fill Grubuna Ait Örnek.	106
Şekil 4.22 Koheziv Kırık Gözlenen Filtek One Bulk Fill Grubuna Ait Örnek.	106
Şekil 4.23 Miks Kırık Gözlenen Filtek One Bulk Fill Grubuna Ait Örnek.	106
Şekil 4.24 Adeziv Kırık Gözlenen Dyract XP Kompomer Grubuna Ait Örnek.	107
Şekil 4.25 Koheziv Kırık Gözlenen Dyract XP Kompomer Grubuna Ait Örnek.	107
Şekil 4.26 Miks Kırık Gözlenen Dyract XP Kompomer Grubuna Ait Örnek.....	107

KISALTMALAR

4-MET	:	4-Metakriloksietil Trimellitat Anhidrit
AAPD	:	Amerikan Pediatrik Diş Hekimliği Derneği
AFM	:	İlave-Parçalanma Monomeri
ANOVA	:	Analysis of Variance (Varyans analizi)
ART	:	Atravmatik Restoratif Tedavi
AUDMA	:	Aromatik Üretan Dimetakrilat
BHT	:	Bütil Hidroksi Toluen
Bis-EMA	:	Etoksi Bisfenol A-dimetakrilat
Bis-GMA	:	Bisfenol-A-Glisidil Metakrilat
CİS	:	Cam İyonomer Siman
DDDMA	:	Dodesil Dimetakrilat
EBPDMA	:	Etoksillenmiş Bisfenol A Dimetakrilat
EÇÇ	:	Erken Çocukluk Çağı Çürüğü
FDI	:	Fédération Dentaire Internationale (Uluslararası Diş Hekimliği Federasyonu)
GPDMA	:	Gliserol-Fosfatdemetakrilat
HEMA	:	Hidroksietil Metakrilat
HSD	:	Honestly Significant Difference (Anlamlı Fark Testi; Tukey HSD)
HV	:	Vickers Sertlik
IBM SPSS	:	IBM Statistical Package for the Social Sciences (IBM İstatistik Analiz Yazılımı)
IDS	:	Immediat Dentin Sealing

ISO	:	International Organization For Standardization
KHN	:	Knoop Sertlik Sayısı
LED	:	Light-Emitting Diode
MDP	:	10-Metakriloksidekildihidrojen Fosfat
MDTP	:	Metakriloksidekildihidrojen Tiyofosfat
MET	:	Metakriloksietil Trimellitat
MOD	:	Meziooklüzodistal
MPa	:	Megapaskal
MPTS	:	3-Metakrilloxipropiltrimetoksisilan
Neo Spectra ST HV	:	Smart Tint High Viscosity (Akıllı Renk Uyumuna Sahip Yüksek Viskoziteli Kompozit Sistem)
QTH	:	Kuartz–Tungsten Halojen
RMCİS	:	Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar
SEM	:	Scanning Electron Microscope
SS	:	Standard deviation (Standart Sapma)
TCB	:	Tetrakarboksilik Asit Tabanlı Reçine
TEGDMA	:	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TEM	:	Transmission Electron Microscope
TMPTMA	:	Trimetilolpropan Trimetakrilat
TS	:	Thermal cycling (Termal Siklus İşlemi)
U.V.	:	Ultraviyole
UDMA	:	Üretan Dimetakrilat
UTMA	:	Üretan Tetrametakrilat
VHN	:	Vickers Sertlik Sayısı

XP	:	Extra Performance (Artırılmış Performans; Dyract XP Tanımı)
YVCİS	:	Yüksek Viskositeli Cam İyonomer Simanlar



SEMBOL LİSTESİ

%	:	Yüzde Oranı
<	:	Küçüktür
≤	:	Küçük veya Eşittir
>	:	Büyüktür
≥	:	Büyük veya Eşittir
Al ³⁺	:	Alüminyum İyonu
Ca ²⁺	:	Kalsiyum İyonu
CaF ₂	:	Kalsiyum florür
dk	:	Dakika
kN	:	Kilonewton
kg	:	Kilogram
m ³	:	Metreküp
N	:	Newton
nm	:	Nanometre
sn	:	Saniye
SiO ₂	:	Silikon Dioksit
ZrO ₂	:	Zirkonyum Oksit
γ-fazı	:	Gamma Fazı
μg	:	Mikrogram
μm	:	Mikrometre

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş çürüğü, mine yüzeyinde başlayan küçük moleküler değişikliklerden, dentin dokusuna ilerleyen derin yapısal yıkımlara kadar uzanabilen, enfeksiyöz karakterde bir hastalık sürecidir (Selwitz, Ismail ve Pitts, 2007). Diş çürüğü, genellikle beslenme alışkanlıklarıyla ilişkili, bulaşıcı özellik gösteren kronik bir hastalık olarak tanımlanmaktadır. Çürük oluşumunda başlıca etkenler arasında karyojenik mikroorganizmalar, fermente olabilen karbonhidratlar, duyarlı diş yüzeyleri, konak savunma faktörleri ve zaman yer almaktadır (Harris, Nicoll, Adair ve Pine, 2004).

Erken dönemde tedavi edilmeyen diş çürükleri, çocuklarda enfeksiyon, ağrı ve çeşitli sistemik komplikasyonlara neden olarak genel sağlığı olumsuz etkileyebilir. Süt dişlerinin uygun restoratif yaklaşımlarla korunması, ağız sağlığı ve daimi dişlenmeye geçiş süreci için kritik bir öneme sahiptir (BaniHani, Deery, Toumba, Munyombwe ve Duggal, 2018).

Çocuk hastalarda restoratif materyal tercihi; yaş, kooperasyon düzeyi ve dişin prognozuna göre önem kazanmaktadır (Murdoch-Kinch ve McLean, 2003).

Süt dişlerinde bulk-fill kompozitlerin etkinliğini değerlendiren çalışmaların sayıca sınırlı olduğu dikkat çekmektedir (Gaintantzopoulou, Gopinath ve Zinelis, 2017; Nicoleta Ilie, Schöner, Bücher ve Hickel, 2014; Olegário, I. C., Hesse, D., Bönecker, M., Imperato, J. C. P., Braga, M. M., Mendes, F. M. ve Raggio, D. P., 2017; Öznurhan, Ünal, Kapdan ve Öztürk, 2015). Bulk-fill kompozitler, geliştirilmiş translusens özellikleri ve düşük polimerizasyon büzülme stresleri sayesinde özellikle sınıf II posterior restorasyonlarda tercih edilmektedir. Kalın tabaka halinde uygulanabilmeleri hem işlem süresini azaltmakta hem de uygulama kolaylığı sunarak restorasyon kalitesini artırmaktadır. Bu nedenlerle bulk-fill materyaller çalışmaya dahil edilmiştir (Nezir ve Özcan, 2024).

Nanohibrit kompozitler, hem nano boyutta hem de geleneksel ölçekteki doldurucu partiküllerinin kombinasyonunu içeren yapıdadır (Alzraikat, Burrow, Maghaireh ve Taha, 2018). Çalışmamızda, SphereTEC® teknolojisi ile formüle edilmiş bir nanohibrit kompozit materyal tercih edilmiştir. Bu materyal, mikroyapısal özelliklerini geliştirmek amacıyla özel olarak tasarlanmış küresel doldurucu partiküller içermektedir. Doldurucuların içbükey ve düzgün yüzey morfolojisi, materyalin iç sürtünmesini azaltarak daha homojen ve akışkan bir yapı kazanmasına katkı sağlamaktadır. Bu özellik, kompül formundaki materyalin klinik

uygulamada daha kolay uygulanmasını ve el aletleriyle rahat biçimlendirilmesine olanak tanımaktadır. Ayrıca, bu mikro yapısal düzenleme sayesinde materyalin metal enstrümanlara yapışma eğilimi azalmış, bu da klinik kullanım sırasında manipülasyon kolaylığı sağlamıştır (Dentsply Sirona, 2018a).

Bu çalışmada akışkan bulk-fill kompozitlerin tercih edilme nedeni, geleneksel akışkan kompozitlere kıyasla daha yüksek doldurucu oranı sayesinde geliştirilmiş fiziko-mekanik özellikler sunmalarıdır (Fidan ve Dereli, 2021). Daha büyük partikül yapısı ve artırılmış yarı saydamlık, hem derin katmanlara ışık iletimini kolaylaştırmakta hem de kalın tabaka uygulamasına olanak sağlamaktadır (Baltacıoğlu, Demirel, Kolsuz ve Orhan, 2024; Chesterman, Jowett, Gallacher ve Nixon, 2017; N Ilie, Bucuta ve Draenert, 2013).

Bu çalışmada kompomer materyalin tercih edilmesinin temel nedeni, çocuk diş hekimliğinde kullanımını destekleyen çok yönlü avantajlara sahip olmasıdır. Kompomerler, estetik özelliklerinin yanı sıra florür salınımı sayesinde çevre dokulara koruyucu etki sağlayarak sekonder çürük oluşumunu azaltma potansiyeline sahiptir (Özmen, Kaya ve Bodur Güney, 2021).

Florür salınımı, asidik ortamın nötralizasyonunu desteklemekte ve restorasyona komşu yüzeylerdeki lezyon ilerlemesini yavaşlatabilmektedir. Ayrıca, yeterli düzeyde bükülme direnci sunmaları ve tek basamaklı adeziv sistemlerle uygulanabilmeleri, özellikle kooperasyonu sınırlı olan pediatrik hastalarda klinik işlemlerin etkinliğini artırmaktadır. Kompomerlerin hem ön hem de arka grup süt dişi restorasyonlarında yüksek başarı oranları bildirilmiştir (Andaş, Knorst, Bonifácio, Kleverlaan ve Hesse, 2023). Tüm bu özellikler göz önüne alındığında, kompomer materyalin çalışmamıza dahil edilmesi, süt dişlerine yönelik restoratif yaklaşımlarda biyouyumluluk, klinik pratiklik ve koruyucu etki açısından bilimsel olarak temellendirilmiştir.

Bu çalışmada, farklı restoratif materyallerin süt dişlerindeki fizikomekanik özelliklerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi, elde edilen bulgularla literatüre katkı sağlanması ve klinik materyal seçiminde bilimsel bir dayanak oluşturulması amaçlanmıştır.

Bu çalışmanın önemi; klinikte yaygın ve güncel olarak tercih edilen restoratif materyallerin mikrosertlik, mikrosızıntı ve mikrogerilim bağlanma dayanımı testleri ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi ve stereomikroskopik analizlerle yapısal özelliklerini ayrıntılı

biçimde inceleyerek, elde edilen veriler doğrultusunda klinik uygulamalara katkı sunmaktadır. Ayrıca bu çalışmayla, restorasyonların uzun ömürlü olmasını sağlayarak klinik başarıyı artırmak ve tekrar uygulanan restorasyonların neden olduğu zaman ve maliyet kayıplarını en aza indirmek hedeflenmiştir. Restoratif materyallerden beklenen, klinik uygulamalarda hem zaman açısından verimlilik sağlaması hem de kullanım kolaylığı ve etkin performans sunmasıdır.

Çalışmamızdaki başlangıç hipotezleri şu şekildedir:

H1: Farklı restoratif materyallerin termal siklus öncesi ve sonrası mikrosertlik değerleri arasında anlamlı fark yoktur.

H2a: Farklı restoratif materyallerin sınıf II süt dişi restorasyonlarındaki gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında anlamlı fark yoktur.

H2b: Farklı restoratif materyallerin sınıf II süt dişi restorasyonlarındaki oklüzal mikrosızıntı düzeyleri arasında anlamlı fark yoktur.

H3: Farklı restoratif materyallerin süt dişi dentinine karşı mikrogerilim bağlanma dayanımları arasında anlamlı fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 SÜT DİŞLERİNDE ÇÜRÜK

Dünya Sağlık Örgütü'ne göre diş çürüğü; dental plağın, besin ve içeceklerde bulunan serbest şekerleri aside dönüştürmesiyle ortaya çıkan ve zamanla diş sert dokularında yıkıma neden olan bir süreçtir. Serbest şekerlerin fazla tüketimi, yetersiz florür maruziyeti ve etkin olmayan ağız hijyeni uygulamaları, çürüğün ilerleyerek ağrıya, diş kaybına ve enfeksiyona yol açmasına zemin hazırlamaktadır (World Health Organization, 2022).

Diş yüzeyini kaplayan biyofilmde bulunan kommensal bakteriler, diyetteki karbonhidratı fermente ederek asit oluşumuna neden olurlar. Bu fermentasyon süreci diş sert dokularının lokalize çözünmesine ve diş çürüğüne yol açmaktadır. Bu süreç dinamik bir süreçtir. Çözünme ve yeniden mineralizasyon aylar veya yıllar boyunca gerçekleşir. Bu dinamik süreç dengede olduğunda diş yapısında herhangi bir kayıp olmaz. Bu nedenle çürük lezyonları, bu süreçteki dengesizliğin bir sonucudur ve kademeli doku kaybı meydana gelir (Fejerskov, O., Kidd, E., Nyvad, B. ve Baelum, V., 2009).

Diş çürüğü minimal moleküler değişikliklerden dentini de içine alan kaviteye kadar giden yıkım ve şiddette bir enfeksiyöz hastalık olarak seyredebilmektedir (Selwitz ve diğerleri, 2007). Koruyucu diş hekimliğindeki ilerlemelere rağmen, diş çürükleri en yaygın çocukluk çağı hastalığı olmaya devam etmektedir. Amerikan Pediatrik Diş Hekimliği Derneği (AAPD) "Erken Çocukluk Çağı Çürüklerini (EÇÇ), 71 aylık ve daha küçük çocuklarda bir veya daha fazla çürük diş (kaviteli veya kavitesiz), çürük sonucu eksik dişler ve dolgulu diş yüzeyleri olarak tanımlamaktadır (Campagna, P., Pinto, L. T., Lenzi, T. L., Ardenghi, T. M., de Oliveira Rocha, R. ve Oliveira, M. D. M., 2018). Üç yaşın altındaki çocuklarda düz yüzeyli çürüklerin varlığı şiddetli erken çocukluk çağı çürüğünü göstermektedir. Ayrıca, 3 yaşında 4'ten fazla, 4 yaşında 5'ten fazla veya 5 yaşında 6'dan fazla çürük, eksik veya dolgulu diş yüzeyine sahip olmak "şiddetli erken çocukluk çağı çürüğü" olarak sınıflandırılmaktadır ("Policy on Early Childhood Caries (ECC): Classifications, Consequences, and Preventive Strategies.", 2016).

Biyolojik, davranışsal, çevresel ve sosyo-ekonomik unsurlar da dahil olmak üzere çok sayıda faktör EÇÇ gelişimine neden olmaktadır. Kötü ağız hijyeni alışkanlıkları, şekerle ilk maruz

kalınan zaman, sık sık şekerli atıştırmalık ve içecek tüketimi, uzun süreli biberon kullanımı veya bebeklik döneminden sonra emzirme ve yetersiz florür tüketimi, EÇÇ ile ilişkili yaygın görülen davranışsal risk faktörleridir. Ayrıca, çürüğe genetik yatkınlık, tükürük bileşimi ve oral mikrobiyal flora gibi biyolojik faktörler de EÇÇ oluşumunda önemli bir rol oynamaktadır. İçme suyunun florlanma durumu, diş bakımına erişim, ebeveyn eğitimi, hane geliri, bakıcının ağız sağlığı bilgisi gibi sosyo-ekonomik faktörler ve çevresel faktörler de EÇÇ prevalansını ve şiddetini etkilemektedir (Ehizogie Paul Adeghe, 2024). Çeşitli çalışmalar, süt dişlerinde diş çürüğü varlığının daimi dişlerde çürük gelişmesine yol açan bir faktör olabileceğini öne sürmektedir (Du, Q., Yu, M., Li, Y., Du, H., Gao, W., Mei, H. ve Liu, S., 2017). Bunların dışında gelişimsel mine defektleri de diş yüzeyi bütünlüğünün ve mineralizasyonunun bozulmasına sebep olarak diş direncinin önemli ölçüde azalmasına neden olmaktadır. Gelişimsel mine defekli olan çocuklar, uygun tedavileri yapılmaz ve takip edilmezlerse EÇÇ oluşma olasılığı oldukça yüksek seyretmektedir (Seow, W. K., Leishman, S. J., Palmer, J. E., Walsh, L. J., Pukallus, M. ve Barnett, A. G., 2016). EÇÇ oluşumunda risk altında olan bir diğer grup ise özel bakım gerektiren çocuklardır. Bu gruptaki çocuklarda çürük geliştirme riski daha yüksektir. Risk artışı, ağız hijyeninin sağlanmasındaki zorluklar, tükürük üretiminin azalması, şekerli yiyecek ve içeceklerin sık tüketilmesi gibi faktörlere bağlanabilmektedir (Wong, A., Subar, P. E. ve Young, D. A., 2017).

Streptococcus mutans, hem ebeveynlerden çocuğa hem de çocuklar arasında bulaşma yoluyla çocukların ağız boşluğunda kolonize olabilir. Bununla birlikte, bu mikroorganizmaların bulaşmasının diş çürüğünün gelişmesini garanti etmediğine dikkat etmek önemlidir, çünkü bakteriler tek başına hastalığa neden olmak için yeterli değildir. *Streptococcus mutans*'ın varlığının yanı sıra, ağız mikroflorasının bileşimi, şeker tüketim sıklığı ve çocuğun ağız hijyeni alışkanlıkları gibi diğer faktörler de diş çürüklerinin gelişiminde önemli bir rol oynadığı bilinmektedir (Simón-Soro ve Mira, 2015).

Süt dişleri yapısal olarak daimi dişlerden ayrılmaktadır. Daimi dişlere göre daha ince mineye ve daha az yoğun mine prizmalarına sahiptirler. Ayrıca, süt dişlerindeki kalsiyum ve fosfor içeriği daha düşüktür. Bunun nedeni, süt dişlerinin minesinin daimi dişlerin daha uzun gelişim süresine kıyasla çok daha kısa bir sürede, yaklaşık 24 ayda oluşmasıdır. Sonuç olarak, süt dişlerinin daha ince ve daha az organize minesini, onları asit atakları sırasında daimi dişlere göre demineralizasyona daha açık hale getirmektedir (Meyer ve Enax, 2018).

Tedavi edilmeyen diş çürükleri enfeksiyon ve ağrıya yol açarak çocukların genel sağlığını büyük ölçüde etkileyebilmektedir. Aynı zamanda yaşam kalitesini de etkileyerek sosyal ilişkilerinin bozulmasına, okulda devamsızlık yapmalarına, psikolojik ve zihinsel gelişimlerinin engellenmesine, uyku bozukluklarına ve yetersiz beslenme gibi daha birçok soruna neden olabilmektedir. Süt dişlerindeki çürüklerin giderilmesi ve bu dişlerin doğal olarak düşene kadar korunması esastır. Uygun materyaller kullanılarak çürüklerin zamanında önlenmesi ve tedavi edilmesi, daimi dişlenme sürecine sorunsuz bir geçiş için oldukça büyük bir önem taşımaktadır (BaniHani ve diğerleri., 2018).

2.2 SÜT DİŞLERİNDE KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLER

Çocuk diş hekimliği alanında, restoratif materyal seçerken çeşitli hususlar göz önünde bulundurulmaktadır. Bunlar arasında hastanın yaşı, iş birliği düzeyi, dişin ağız içinde kalma süresi ve materyal kaybının boyutu yer almaktadır. (Murdoch-Kinch ve McLean, 2003). Bu bağlamda, ideal özelliklere sahip restoratif materyali geliştirmek amacıyla geçmişten günümüze pek çok farklı materyal üretilmiş ve klinik kullanıma sunulmuştur.

2.2.1 Amalgam

Amalgamın diş restorasyon malzemesi olarak kullanıma girmesi, modern diş hekimliğinin babası olarak da kabul edilen Greene Vardiman Black'in 1890'lar ve 1900'lerin başında yürüttüğü öncü araştırmalar sonucunda gerçekleşmiştir (Kölüş ve Ülker, 2021).

Amalgam, cıva ile birlikte gümüş, kalay, bakır, çinko alaşımının karışımından oluşan, tepilebilen ve manipüle edilebilen materyallerdir. Gümüş ana bileşendir ve kalay ile birlikte γ -fazı olarak da bilinen Ag_3Sn 'yi oluştururlar. γ fazı cıva ile reaksiyona girerek amalgamı oluşturur. Dayanıklılığı artırmak için ise bileşime bakır eklenmiştir (Noort, 2002).

Dental amalgam kullanımı, cıva buharının potansiyel sağlık etkilerine ilişkin endişeler, cıva içeriğiyle ilgili çevresel kaygılar ve estetik açıdan başka alternatiflere yönelik artan talepten etkilenerek azalmıştır (Beazoglou, T., Eklund, S., Heffley, D., Meiers, J., Brown, L. J. ve Bailit, H., 2007). Amalgamın ana sınırlamaları arasında zayıf estetik, adezyon eksikliği ve amalgam toksisitesi endişeleri yer almaktadır. En ciddi potansiyel tehlike, restorasyonun yerleştirilmesi ve çıkarılması sırasında oluşan cıva buharından kaynaklanmaktadır. Diş hekimliği personeli kontaminasyon açısından daha fazla risk altındadır ve eşik değer 50

$\mu\text{g}/\text{m}^3$ 'tür. Ayrıca restorasyonun yerleştirilmesinin ardından hastalarda cıvaya karşı gecikmiş aşırı duyarlılık reaksiyonları rapor edilmiştir (Noort, 2002).

Amalgam restorasyonlar orta ve büyük kavitelere, stres altındaki alanların ve kavitenin tükürükten izole edilmesinin güç olduğu durumlarda iyi bir tercih olabilmektedir. Ancak, estetik açıdan görünür alanlarda veya küçük boyuttaki sınıf I, II ve V kavitelere kullanıma uygun değildirler. Amalgamların uygulanması basittir; yüksek gerilme dayanımı, aşınma direncine sahiptirler ve fiyatı ekonomiktir. Bu avantajlarına rağmen bazı dezavantajları da vardır. İletkendirler, estetik açıdan iyi bir görünüm oluşturmazlar, konservatif değildirler ve o nedenle diş yapısını güçsüzleştirebilmektedirler (Marwah, 2018). Yüksek bakır içerikli (non gamma-2) amalgamlar özellikle madde kaybı fazla olan süt dişlerinde kullanılabilirler (Beazoglou ve diğerleri, 2007).

Cıva toksisitesine ilişkin endişelere rağmen, 2004-2008 yılları arasında yapılan literatür incelemelerinde amalgam kaynaklı cıva salınımı sonucu gelişen sağlık sorunlarına dair yeterli delil saptanamamıştır (Dhar, V., Hsu, K., Coll, J., Ginsberg, E., Ball, B., Chhibber, S., Johnson M., Kim M., Modaresi N., Tinanoff, N., 2015). Amalgam kullanımını sınırlayan nedenler olmasına karşın, Uluslararası Diş Hekimliği Federasyonu (FDI) dental amalgamın uzun yıllar süren etkinliğinin kanıtlanmış bir geçmişe sahip olduğunu bildirmektedir (Moncada G., Fernández E., Mena K., Martin J., Vildósola P., De Oliveira Junior O.B., Estay J., Mjör I.A., Gordan VV., 2015). Günümüzde, amalgamın diş restoratif malzemesi olarak kullanılmasının dezavantajlarının avantajlarından daha fazla olduğuna inanılmaktadır. Bu durum, birçok uzmanın kullanımının azalacağını öngörmesine yol açmıştır (Nicholson, 2023).

2.2.2 Kompozit Rezinler

1940'ların sonlarında, rezin bazlı materyallerin piyasaya sürülmesi diş hekimliğinde devrim yaratmıştır (Hervás-García, Martínez-Lozano, Cabanes-Vila, Barjau-Escribano ve Fos-Galve, 2006). 1956 senesinde Dr. Rafael L. Bowen, "Bowen rezini" olarak da bilinen Bisfenol-A-Glisidil Metakrilat (Bis-GMA, 2,2-bis [4-(2-hidroksi-3 metakriloksi propoksi) fenil] propan) monomerini geliştirmiştir (Song ve diğerleri, 2016). 1965 senesinde Bis-GMA monomerine silanlanmış kuartz ilave edilmesiyle kompozit rezinler geliştirilmiştir (Bowen, 1965).

Kompozit rezinler iki veya daha çok materyalin birleşmesiyle oluşturulan restoratif materyaller olup “doldurucu kompozit, doldurucu rezin, kompozit, rezin kompozit” olarak da isimlendirilmektedirler (Roberson TM, Heymann HO ve Swift EJ, 2006).

Dental kompozit rezinler, gelişmiş mekanik ve estetik özellikleri sayesinde amalgama daha iyi bir alternatif oluşturmaktadırlar (Worthington H.V., Khangura S., Seal K., Mierzwinski-Urban M., Veitz-Keenan A., Sahrmann P., Schmidlin P.R., Davis D., Iheozor-Ejiofor Z., Rasines Alcaraz M.G., 2021). Kompozitler, estetik özellikleri ve adezyon açısından daha iyi özellikleri nedeniyle çocuk hastalarda olduğu kadar yetişkin hastalarda da tercih edilen bir restoratif materyal olarak yerini almıştır (Fatima, Ghosh ve Sharma, 2024).

Ön ve arka bölgedeki dişlerde uygulanacak direkt restorasyonlar için ilk tercih edilen materyallerin kompozit rezinler olduğu bilinmektedir. Kompozit rezinlerin artan popülaritesi, doğal diş rengiyle uyum sağlama kapasiteleri, diş dokularına bağlanma yetenekleri, yalnızca çürüğün bulunduğu alanın temizlenmesinin tek başına yeterli olması ve indirekt materyallerle karşılaştırıldığında uygun fiyatlı olmaları gibi bir dizi özelliğe bağlanmaktadır (Demarco, F. F., Collares, K., Correa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R. de ve Opdam, N. J., 2017).

Güncel uygulamalarda kullanılan kompozit rezinlerin üstünlükleri:

- a. Geleneksel kavite preparasyonuna olanak sağlaması
- b. Dişte en az madde kaybına neden olacak şekilde mikro kaviteler açılarak uygulanabilmesi
- c. İhtiyaç halinde tamir edilebiliyor olması
- d. Diş dokularına mikromekanik bağlanma kapasitesinin iyi olması
- e. Mikrosızıntı riskinin düşük düzeyde olması
- f. Termal iletkenliğinin daha az olması
- g. Geniş ve çeşitli renk skalası sayesinde hastaya uygun renk seçiminin sağlanabilmesi
- h. Renk stabilitesini koruyarak istenmeyen renk değişimini önlemesi ve estetik olması
- i. Var olan diş yapısını desteklemesi

- j. Restorasyon işleminin bir seansta ölçü veya laboratuvar işlemleri gerektirmeden direkt olarak uygulanabilmesi olarak özetlenebilir (Marwah, 2018; Roberson ve diğerleri, 2013; Summitt J., Robbins J., Hilton T., Schwartz R. ve Dos Santos Jr J., 2006).

Kompozit rezinlerin olumsuz yönleri:

- a. Polimerizasyon büzülmesi sonucunda marjinal sızdırma riski ve buna bağlı sekonder çürük gelişimi
- b. Kompozit ile diş dokusu arasındaki uyumun bozulması, materyal ile diş arasında boşlukların oluşması ve buna bağlı diş hassasiyeti gelişmesi
- c. Aşırı stres karşısında aşınmaya karşı direncinin düşük olması
- d. Uygulama esnasında teknik hassasiyet gerektirmesi
- e. Maliyetinin yüksek olması gibi dezavantajlar içermektedir (Marwah, 2018).

2.2.2.1 Kompozit rezinlerin yapısı

Organik kısım (taşıyıcı faz), inorganik doldurucular (dağılan faz) ve ara bağlayıcı ajan (interfasiyal faz) kompozit rezinlerin ana yapısını oluşturmaktadır (Demarco ve diğerleri, 2017). Bunlara ek olarak renklendirici maddeler, ultraviyole absorbe edici maddeler, aktivatör-başlatıcı sistem ve inhibitörler de bu yapı içerisinde yer almaktadır (Garg Nisha GA, 2015). Kompozit rezinler zaman içinde hızla ilerlemiş olsa da temel bileşimi (organik matriks, doldurucu partiküller, ara bağlayıcılar) değişmeden kalmıştır.

Organik matris fazı (taşıyıcı faz)

Kompozit içeriğinin büyük bölümünü organik yapı oluşturmaktadır. Bu yapı monomer zincirlerinin bir araya gelerek polimer zincirlerini meydana getirmesiyle ortaya çıkmaktadır (Hervás-García ve diğerleri, 2006).

Organik matriks içerisinde monomerler, ko-monomerler, stabilizörler, polimerizasyon başlatıcılar, inhibitörler, aktivatörler, pigmentler ve ultraviyole ışınlarını emici bileşenler bulunması kompozit rezinlerin polimerizasyonunu ve dayanıklılığını etkilemede önemli rol oynamaktadır. Ancak organik fazın fazla olması polimerizasyon büzülmesinin artmasına da neden olabilmektedir (Hervás-García ve diğerleri, 2006). Bu bağlamda yaygın olarak

kullanılan monomerler arasında bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve ürean dimetakrilat (UDMA) bulunmaktadır. Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), bu monomerlerin doğasında bulunan yüksek viskoziteyi etkili bir şekilde azaltan bir komonomer görevi görmektedir. Bu monomerlere ilave olarak etoksi bisfenol A-dimetakrilat (Bis-EMA), dekandiol dimetakrilat (D₃MA), bis(metakril oksilometil) trisiklikdekan ve ürean tetrametakrilatı (UTMA) bulunmaktadır (Pehlivan ve Karacaer, 2014).

İnorganik doldurucu faz

Kompozit rezinin dayanıklılığını artırmak ve polimerizasyon işlemi sırasında büzülme ve termal genişlemenin etkilerini azaltmak için çeşitli inorganik doldurucu maddeleri kullanılmaktadır (Riva ve Rahman, 2019). Bu inorganik doldurucular organik matriks içerisinde dağılmış olarak kristobalit, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, kuartz, stronsiyum, baryum, çinko, boron, yitriyum cam, baryum alüminyum silikat, tridimit, hidroksiapatit, zirkonyum oksit gibi partiküllerden oluşmaktadır. İnorganik doldurucu miktarı ile polimerizasyon büzülmesi ve genişleme arasında ters bir orantı mevcuttur. Doldurucu miktarı arttıkça polimerizasyon büzülmesi azalır ve su emilimi de azalarak genişleme katsayısı düşer. Ayrıca kompozit rezin materyalin elastisitesi, gerilme ve aşınma dayanımı da artar (Kim, K.-H., Ong, J. L. ve Okuno, O., 2002).

Kompozit rezinlerin özelliklerini belirlemede organik matriks içindeki doldurucu maddelerin ağırlık oranı, boyut ve şekilleri, dağılımı gibi faktörler önemli rol oynamaktadır. Kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin yanı sıra performansını artırmak için doldurucu maddeler ile rezin matriksi arasında ara bağlayıcı ajanlara gereksinim vardır (Cho, K., Rajan, G., Farrar, P., Prentice, L. ve Prusty, B.G., 2022). Stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum gibi metaller, radyopasite sağlamak için kompozit rezine dahil edilmiştir. Ek olarak, malzemenin mekanik özelliklerini arttırmak ve ışık geçirgenliğini kolaylaştırmak için silika partikülleri kullanılmıştır; böylece kompozit şeffaf hale gelmiş ve ona mine benzeri bir görünüm kazandırılmıştır. Silika hem kristal (kristobalit, kuartz, tridimit) hem de kristal olmayan (cam) formlarda bulunmaktadır. Kristalin formu sert yapısından ötürü polisaj işlemlerini güçleştirdiği için kompozit rezinlerde nonkristalin silikalar günümüzde daha çok rağbet görmektedir (Craig ve Ward, 2005; Kim ve diğerleri, 2002). Kuartz, sert yapısı nedeniyle aşındırma ve cilalanmayı zorlaştıran niteliklere sahiptir. Amorf silika ise kuartz

ile benzer bileşime ve kırılma indeksine sahip olmasına rağmen kuvartzın sert özelliklerinden yoksundur. Bu özellik ise kompozitin parlatma kapasitesini artırıcı yönde etki göstermektedir (Riva ve Rahman, 2019).

Doldurucu partiküllerinin oranı çok yüksek olduğunda, kompozit rezinin viskozitesi artmakta ve bu da malzeme kullanımı sırasında zorluklara yol açabilmektedir. Doldurucu maddenin içeriği arttıkça organik matris oranı azalmakta ve bu da basma-gerilme dayanımı, aşınma direnci ve elastikiyet modülü gibi mekanik özelliklerin artmasını sağlamaktadır. Bu aynı zamanda su emilimini ve polimerizasyon büzülmesini azaltarak mikrosızıntı ve renk stabilitesi gibi fiziksel özelliklerin iyileşmesini sağlamaktadır (Kim ve diğerleri, 2002) (Craig ve Ward, 2005).

Ara faz (bağlayıcı ajan)

Kompozit malzemelerde uygun mekanik özellikler elde etmek için, inorganik doldurucular ile organik bir matris arasında sağlam bir kovalent bağ kurulması zorunludur. Bu bağı kolaylaştıran ise silanlar olarak bilinen silikon-hidrojen bileşikleridir (M.-H. Chen, 2010). En yaygın olarak kullanılan bağlayıcı madde, silan bağlayıcı madde, 3-metakrilloxipropiltrimetoksisilan (MPTS) adı verilen silikon organik bir bileşiktir (Riva ve Rahman, 2019).

Günümüz kompozit rezinlerinde silika partikülleri, silan bağlayıcı maddelerle önceden kaplanır ve silika partikülleri yüzeyinde bir tabaka oluşturulur. Bu tabakadaki moleküllerin bir ucu inorganik silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil gruplarına bağlanırken diğer ucu organik yapıdaki polimere bağlanır. Silanlar rezinin fiziko-mekanik özelliklerini önemli ölçüde geliştirirken, suyun rezin-partikül ara yüzüne nüfuz etmesini etkili bir şekilde önler. Ayrıca, hidrolitik dengeyi kurarak ve koruyarak rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltırlar (Dayangaç, 2011).

Organik-inorganik fonksiyonel gruplar içeren ve ara yüzey bağlanmasını geliştirmek için inorganik doldurucu maddelerini organik rezinlere kimyasal olarak köprüleyebilen silan monomerleri, polimer kompozit endüstrilerinde ve diş hekimliğinde dolgu maddelerinin yüzeyini değiştirmek için yaygın şekilde kullanılmaktadır (Cho ve diğerleri, 2022).

Kompozit rezin içerisinde bulunan diğer bileşenler

Aktivatörler ve başlatıcılar

Polimerizasyona yol açan monomer zincirleri arasındaki çapraz bağlantıların oluşması organik matriks içinde yer alan kimyasal ajanlar (örn: peroksitler) ve fotobaşlatıcı sistemler (kafurkinon) sayesinde olmaktadır. Bu bileşikler monomer zincirleri arasında çapraz bağlanmayı başlatmak için anahtar görevi görürler. Fotobaşlatıcı sistemler ise monomerlerin çapraz bağlanması için 360 ile 500 nm arasında değişen dalga boyuna sahip ışık ışınlamayı ile uyarılırlar (Santos, M., Fidalgo-Pereira, R., Torres, O., Carvalho, O., Henriques, B., Özcan, M. ve Souza, J. C. M., 2024).

Kompozit rezinlerin polimerizasyon sürecini başlatan ajanlar arasında en sık kullanılan kamforokinonlardır. Kompozit rezinler 410-500 nm aralığında görünür ışığa maruz bırakılarak polimerizasyon süreci başlatılmaktadır (Garg Nisha GA, 2015).

Kimyasal olarak polimerizasyon sürecini başlatan maddeler, artık ürün oluşumuna neden olabilmektedir. Bu artık ürünler ise UV (ultraviyole) ışınlarının etkisiyle renklenmelere neden olabilmektedir. Bunu önlemek için kompozit rezinlerin organik matriksine UV stabilizatörleri (2-hidroksi 4-metoksibenzofenon) ilave edilmektedir (Uluakay, Hüseyin, Yamanel ve Arhun, 2011).

İnhibitörler

Kompozit rezinlerin erken polimerizasyonunu önlemek için organik yapıya %0,1 veya daha düşük yüzdelerde hidrokinon 4-metoksifenol ve 2, 4, 6 tersiyer bütülfenol veya monometil eterfenol türevi bileşikler inhibitör madde olarak ilave edilmektedir. Bu inhibitörler materyalin klinik kullanım süresini artırmak için de tercih edilmektedirler (Hervás-García ve diğerleri, 2006; Noort, 2013). İnhibitör bileşikler, kompozit rezinlerin spontan polimerizasyonu sonucu açığa çıkan serbest radikallerin oluşmasını önleyerek etki gösterirler (Garg Nisha GA, 2015).

U.V. stabilizatörler

Kompozitlerin polimerizasyonu sonucunda artık ürünler açığa çıkar. U.V. ışığın etkisiyle bu ürünlerde kahverengi renk değişikliği meydana gelmektedir (Willems, G., Lambrechts, P.,

Braem, M. ve Vanherle, G., 1993). Renk stabilitesini sağlamak için U.V. stabilizatörleri kullanılmaktadır. Bunların arasında en sık tercih edileni benzofenondur (Garg Nisha GA, 2015).

Pigmentler

Kompozitlerde estetik renkler yakalayabilmek amacıyla çok az düzeyde rezin kompozitlere ilave edilmektedir. Titanyum oksit ve alüminyum oksit gibi metal oksitler, kompozit rezinlerin opaklığını artırmak amacıyla yaygın olarak dahil edilmektedir (Garg Nisha GA, 2015).

2.2.2.2 Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozitler ile ilgili olarak çok sayıda sınıflandırma bulunmaktadır. Bu sınıflandırmalar değişik parametreler ele alınarak yapılmıştır (Heymann, Swift E.J. Jr. ve Ritter, 2014).

İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Bu sınıflandırmaya göre kompozit rezinler 7 gruba kategorize edilmektedir (Dayangaç, 2011).

a. Megafil kompozitler

Doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozitler bu grup içinde yer almaktadırlar (Dayangaç, 2011).

b. Makrofil kompozitler

10-100 µm arasında doldurucu partikül büyüklüğü bulunmaktadır. Organik matriks içinde büyük partiküllerin yer alması, bu partiküllerin aynı zamanda sert yapıda olmaları nedeniyle organik matriks aşınmasında artmaya neden olmaktadır. Bunun sonucunda yüzey pürüzlülüğü meydana gelmektedir ve renklenme problemi oluşmaktadır (Dayangaç, 2011).

c. Midifil kompozitler

Partikül büyüklükleri 1-10 µm arasında olup geleneksel kompozitler olarak isimlendirilmektedirler. Partikül sayısı makrofil kompozitlerle kıyaslandığında daha fazladır (Dayangaç, 2011).

d. Minifil kompozitler

0,1-1 µm arasında değişen boyutlarda partiküller içermektedir ve makrofil kompozitlere göre daha fazla miktarda inorganik doldurucuya sahiptir. Doldurucu partiküllerinin küçük çaplı olması ve çok sayıda bulunması, yüzey düzgünlüğünün artmasına katkıda bulunur ve materyalin radyoopasitesini artırır. Partikül boyutunun küçülmesi aşınmaya karşı direncin artmasına sebep olmaktadır (Dayangaç, 2011).

e. Mikrofil kompozitler

Partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm arasında değişkenlik göstermektedir. Daha iyi cilalanabilme özelliği vardır. Bu nedenle anterior bölgede daha estetik sonuçlar verebilmektedir. Yüzey alanında bulunan partikül sayısının hacime oranı yüksek olduğundan viskozite artışına sebep olmaktadır (Roberson T.M., Heymann H.O. ve Swift E.J., 2011).

f. Hibrit kompozit rezinler

Hibrit kompozitler, farklı doldurucu partikül boyutlarına sahip iki kompozit rezinin karışımını ifade eder. Her iki kompozit rezinden de özellikler taşımakla birlikte, isimlendirmeleri baskın yüzdeye sahip resin tarafından belirlenir. Örneğin, daha yüksek oranda mikro partiküller mikrohibrit olarak tanımlanırken, daha yüksek konsantrasyonda nano partiküller nanohibrit olarak isimlendirilir. Hibrit kompozitlerde inorganik doldurucu partikül yüzdesi %75-85'e kadar çıkabilmektedir. Kolloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri karışımı inorganik doldurucu olarak hibrit kompozitlere eklenmiştir. Bu şekilde kompozitlerin daha iyi kondanase edilmesi, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, aşınma direncinin artması ve pulpa irritasyonlarının engellenmesi amaçlanmıştır. Görsel olarak önemli ön bölgede, sınıf III-IV-V restorasyonlarda ve labial veneerlerde uygulanması önerilmektedir. Ayrıca, genellikle yüksek stresli alanlarda kullanılmaktadır (Dayangaç, 2011).

g. Nanofil kompozitler

Geleneksel hibrit partiküllerin 0,005 ile 0,01 µm arasında değişen nanometre boyutundaki partiküllerle birleştirilmesiyle oluşturulmaktadır. Mikrofil kompozitlerin kolay uygulanabilirliği ve cilalanabilirliği ile geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel ve mekanik üstünlüklerini harmanlamak üzere geliştirilmişlerdir. Sonuç olarak, genellikle ağzın tüm

bölgelerinde kullanıma uygun universal kompozit rezinler olarak tanımlanmaktadır (Ferracane, 2011).

Nano partiküller ile organik matriks arasındaki bağlantı daha sağlam olmaktadır. Bu ise restorasyonun direncini artırmaktadır. Aşındırıcı etkiler sonucu oluşabilecek kopmalar sınırlı düzeyde kalmaktadır (Mitra, S. B., Wu, D. ve Holmes, B. N., 2003).

Küçük partikül boyutu, malzemenin diş minesine yakın bir ışık kırılma indeksine sahip olmasını ve böylece estetik açıdan daha iyi bir görünüm elde edilmesini sağlamaktadır (Saunders, 2009).

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

a. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler (otopolimerizan)

Otopolimerizan kompozitler ikili formların bir araya getirilmesiyle geliştirilmiştir. Bu formlar toz-likit, pat-likit veya pat-pat şeklinde piyasa sürülmüşlerdir. Otopolimerizasyonu başlatıcı olarak benzoil peroksit bir komponentte yer alırken, diğer komponentte aktive edici organik amin bulunmaktadır. İkisinin bir araya gelmesi reaksiyonu başlatmaktadır (Dayangaç, 2011).

Tersiyer aminlerin kimyasal değişimi kompozit materyalin renginin değişmesine yol açmaktadır. Bu kompozitlerin sınırlı bir çalışma ömrüne sahip olması da ek bir dezavantaj olarak ortaya çıkmaktadır (Combe ve Burke, 2000).

b. Işıkla polimerize olan kompozit rezinler

Işıkla polimerizasyonu sağlanan kompozit rezinler, kimyasal polimerizasyon sürecinden geçen kompozitlerin aksine tek pat olarak formüle edilmişlerdir. İlk kullanılan UV ışık olmuş ancak bazı yan etkilerinin ortaya çıkması nedeniyle kullanımı terk edilmiştir. UV ışığın yerini görünür ışık almıştır (Burgess, Walker ve Davidson, 2002; Dayangaç, 2011).

LED (light-emitting diode), kuartz–tungsten halojen (QTH), plazma ark, argon ve diyet lazer en yaygın ve bilinen ışık kaynaklarıdır. Kimyasal polimerizasyon ikili formlar kullanılarak gerçekleştirilmekte olup, ışık ile polimerizasyon tek form ile uygulanmaktadır. Kimyasal polimerizasyonda iki materyalin karşılaştırılması esnasında hava kabarcıkları oluşabilmekte ve bu da poroziteye neden olabilmektedir. Işık ile polimerizasyon ile bu risklerin önüne

geçilmesi sağlanmıştır (Knezevic, A., Ristic, M., Demoli, N., Tarle, Z., Music, S. ve Mandic, V. N., 2007; Yaman, B., Dörter, C., Erdilek, D., Efes, B., Gömeç, Y. ve Büyükgökçesu, S., 2011).

c. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerizasyon sistemi ikili pat içeren kompozitlerde uygulanmaktadır. Işık aktivatörleri polimerizasyon sürecini başlatmaktadır ve kimyasal başlatıcılar da sürecin spontan olarak devam etmesini sağlamaktadır. Dual-cure kompozitler, polimerizasyonun yeterli düzeyde sağlanması konusunda şüphe duyulan durumlarda iyi bir seçimdir. Özellikle ideal polimerizasyonun gerçekleşmesinin güç olduğu derin kavitelere son derece iyi neticeler alınmaktadır (Anusavice, 2003; Heymann ve diğerleri, 2014).

Viskozitelerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

a. Pasta şeklinde kompozit rezinler

Kondanse olabilen (packable) kompozit rezinler

“Kondanse” terimi, basınç uygulamasından kaynaklanan bir malzemenin hacmindeki azalmayı ifade etmektedir. Sıkı bir şekilde sıkıştırılmış olma durumunu belirten “paketlenebilir” tanımlaması, bu kompozitleri daha doğru bir şekilde karakterize etmek için kullanılmaktadır (Manhart, Kunzelmann, Chen ve Hickel, 2000a).

İnorganik doldurucu partikül oranları fazladır (%70-80). Düzensiz biçim-boyutlarda ve poroz yapıda partiküllerden oluşmaktadır. Bu içerikleri nedeniyle viskoziteleri de fazladır. ‘Kondanse edilebilen’ veya ‘sıkıştırılabilen’ kompozit rezinler olarak adlandırılmaktadırlar (Brackett ve Covey, 2000).

Kondanse edilebilir kompozitlerde viskozite yüksek olarak bulunmaktadır. Viskozitedeki artış partikül sayısındaki artıştan kaynaklanmamaktadır. Partiküllerin şekli, boyutu ve dağılımındaki değişikliklerin yanı sıra fiberlerin yapıya dahil edilmesinden ileri gelmektedir Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C. ve Gamblin, J., 2007. Yüksek viskoziteleri nedeniyle, bu materyallerin küçük oklüzal kavitelere uygulanması güçtür. Bu durum, materyalin uygulaması esnasında kavite duvarlarında ve tabakaların arasında hava kabarcıklarının oluşmasına neden olabilmektedir. Kavite duvarlarına adaptasyonu

iyileştirmek için bu materyallerin akışkan kompozitlerle beraber kullanılması tavsiye edilmektedir (Roeters, J. J. M., Shortall, A. C. C. ve Opdam, N. J. M., 2005).

Basıncın yüksek olduğu posterior kaviteelerde etkili oldukları kanıtlanmıştır. Kondanse olabilme yeteneği, daha fazla miktarda inorganik doldurucudan kaynaklanan üstün fiziko-mekanik özelliklerle bağlantılıdır. Partikül boyutlarının büyük olması yüzey pürüzlülüğünü olumsuz yönde etkilemektedir. Anterior bölge restorasyonlarında estetik beklenti istenilenin altında kalabilmektedir. Bu sebeple özellikle sınıf II kaviteelerde tercih edilmektedir (Dayangaç, 2011).

Hibrit kompozitlerle kıyaslandığında bu kompozitler daha yüksek hacim ve doldurucu yüzdesine (%80 ve üzeri) sahiptirler (Manhart ve diğerleri, 2000a). Hibrit kompozitlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüğü, kondanse edilebilen kompozitlere göre daha düşüktür (Uluakay ve diğerleri, 2011). Kondanse edilebilen kompozit rezinler, basınç ile uygulandıklarından sınıf-II kaviteelerde oklüzal morfolojinin oluşturulması ve kontak noktasının sağlanmasındaki güçlüklerin giderilmesi açısından avantaj teşkil etmektedirler (H. Y. Chen, Manhart, Hickel ve Kunzelmann, 2001; Kelsey, Latta, Shaddy ve Stanislav, 2000).

Kondanse olabilen kompozitler yapışkan olmadıkları için kaviteye uygulanmaları ve düzeltme işlemlerinin yapılması kolaydır. Ancak hibrit kompozitlerle kıyaslandığında büyük partikül içermelerinden ötürü polisaj sonrası yüzeylerde pürüzlülük görülebilmesi dezavantajdır (H. Y. Chen ve diğerleri, 2001).

Geleneksel kompozit rezinler (hibrit kompozitler)

Makrofil ve mikrofil kompozitlerin sunduğu özelliklerden faydalanmak üzere 1980'lerin sonlarında geliştirilmişlerdir. Doldurucu partikül içerikleri olarak toplam ağırlığın %70-80'ini meydana getirmektedirler. Değişen boyutlarda partiküller (0,1 µm-3 µm) bulundurmalarından dolayı “hibrit” olarak adlandırılmaktadırlar. Hibrit türünün tanımlanması daha büyük olan partiküllerin boyutuna dayanmaktadır. Büyük partikülün boyutu bir minifil kompozitin boyutuna karşılık geliyorsa, bu kompozit “minifil hibrit” olarak isimlendirilmektedir. Bu tür kompozitler, olağanüstü dayanıklılıkları ve aşınma dirençleri nedeniyle sınıf I ve II restorasyonlar için idealdir. Mikropartiküllü kompozitlerle

karşılaştırılabilir bir cilalanabilirlik seviyesi sunarak, estetik kaygının önemli olduğu sınıf III ve IV restorasyonlar için iyi bir seçenek oluşturmaktadırlar (Uluakay ve diğerleri, 2011).

b. Akışkan (flowable) kompozit rezinler

1996'da yeni bir kompozit kategorisi olarak tanıtılan akışkan kompozitler, geleneksel kompozit rezinlere kıyasla daha düşük viskozite ile tanımlanan hibrit rezinlerdir. Bu özellik, enjeksiyon yöntemiyle uygulanmalarını mümkün kılarak kavite tedavilerinde kullanım kolaylığı sağlamaktadır (Chuang, Jin, Liu, Chang ve Shieh, 2004).

Akışkan kompozitler modern diş hekimliğinde en yaygın kullanılan restoratif materyaller arasındadır. Çeşitli kavite preparasyonlarında tek başına veya konvansiyonel kompozitlerle kombine olarak uygulanmaya uygundurlar. Yüksek akışkanlıkları nedeniyle mikroinvaziv preparasyonlarda başarıyla uygulanabilirler. Yüksek esneklik, her düzensizliğe penetrasyon sağlama, biyouyumluluk, akış kabiliyeti, onları uygun kılan niteliklerdir (Borisova-Papancheva, Svetlozarova ve Radomirova, 2022). Doldurucu miktarı düştükçe viskozite de düşmektedir. Bu durum kompozitin dar alanlara daha kolay dağılmasına olanak sağlamaktadır (Odabasi, Guler ve Kucukaslan, 2024).

Akışkan kompozit rezinler, bir kavitenin geometrisinin ve koşullarının her zaman ideal olmadığı durumlarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır (Peskersoy, Oguzhan ve Gurlek, 2022). Viskoziteleri nedeniyle, kavite duvarlarına uyum sağlama kabiliyetleri mükemmeldir. Bu nedenle ön ve arka bölgedeki restorasyon uygulamalarında tercih edilmektedirler (Fidan ve Dereli, 2021).

Birinci kuşak akışkan kompozitler fiziko-mekanik açıdan yetersiz olarak nitelendirildikleri için sadece kavite taban materyali olarak kullanılmıştır. Ancak 2000'ler itibariyle bu ürünler geliştirilmiş ve ikinci nesil akışkan kompozitler kavitede direk restortif materyali şeklinde uygulanmaya başlanmıştır (Salerno, M., Derchi, G., Thorat, S., Ceseracciu, L., Ruffilli, R. ve Barone, A. Ci, 2011).

Son zamanlarda, uygulama adımlarını azaltmak ve akışkan kompozitlerin aşınma ve kırılma direnci ve bağlanma dayanımı gibi klinik performansını artırmak için adeziv teknolojisi malzemeye entegre edilmeye başlanmıştır. Sonuçta yüksek kırılma direnci ve elastikiyet kapasitesine sahip, self-adeziv ve düşük viskoziteli akışkan kompozitler piyasaya

sürülmüştür. Akışkan kompozitlerin doldurucu içeriği (hacimce %57-78) geleneksel kompozitlerden (hacimce %81-92) daha düşüktür, bu da malzemede istenmeyen polimerizasyon büzülmesinin azalmasını sağlamaktadır. Polimerizasyon büzülmesi, kompozitlerin kavite duvarlarına adaptasyonunu bozmakta, buna bağlı olarak mikro ve nano boşluklar oluşabilmektedir. Bu boşluklar hem adezyon hem de bakteri kolonizasyonu açısından büyük sorunlar yaratarak postoperatif hassasiyete, mikrosızıntıya, plak birikimine, sekonder çürük oluşumuna ve restorasyon başarısızlığına yol açabilmektedir (Peskersoy ve diğerleri, 2022).

Sınıf II ve sınıf-V kaviteler mikrosızıntı görülebilmesi açısından daha fazla risk altındadırlar. Bu kavitelerde meydana gelebilecek mikrosızıntıyı önlemek amacıyla akışkan kompozit rezinlerin kullanımı özellikle tercih edilmektedir (Odabasi ve diğerleri, 2024).

Akışkan kompozitler daha düşük inorganik doldurucu içeriğine sahiptir, bu da geleneksel kompozitlere kıyasla daha zayıf dentin bağlanma dayanımı ve aşınma direnci ile sonuçlanmaktadır. Ayrıca, daha yüksek polimerizasyon büzülmesi sergilemektedirler (Karaman, Yazici, Ozgunaltay ve Dayangac, 2012).

Akışkan kompozitlerin kenarlarının kırılmaya karşı direncinin restorasyonun merkezine göre kenarlara gittikçe daha düşük olduğu bulunmuştur. Kavite duvarlarına olan bağ, polimerizasyon büzülmesi nedeniyle zayıflayabilmektedir. Bununla birlikte, akışkan kompozitler ve uygun bir adeziv sistem arasındaki iş birliği daha güçlü dentin bağlantısı göstermektedir. Polimerizasyon sırasında büzülme stresi, adeziv bağ ile rekabet etmeye çalışan kuvvetler yaratmaktadır. Ancak bağlanma gücü restorasyon ile kavite duvarları arasında boşluk oluşmasını önlemeye yeterlidir. Akışkan kompozitlerin akışkanlığı, bir üründen diğerine değişebilmektedir. Kullanım ve endikasyonlar sırasındaki klinik davranış, akışkan kompozitlerin viskozite ve akış özelliklerinden etkilenebilmektedir. Akışkan kompozitler farklı yöntemlerle kombine edilerek uygulanabilmektedirler. Bunlara örnek olarak viskoz kondanse olabilen (Packable) kompozitlerle kombine edilmesi gösterilebilmektedir (Borisova-Papancheva ve diğerleri, 2022).

i. Akıcı kompozit rezinlerin avantajları:

- a. Diş yüzeyinin yüksek düzeyde ıslanabilme özelliği, akışkan kompozitin her noktaya nüfuz etmesini sağlamaktadır.

- b. Minimum kalınlıkta tabakalar oluşturulabilmesi sayesinde materyal içerisinde havanın hapsolması ihtimalini azaltmakta veya ortadan kaldırmaktadır.
- c. Stres altında kalan bölgelerde; yüksek esneklik kabiliyetiyle materyalin bulunduğu yerden hareketi engellenmiş olmaktadır.
- d. Radyoopasite özelliği sayesinde röntgen ile teşhis ve takibi yapılabilirler.
- e. Çeşitli renklerin kullanılabilirliği estetik yönden avantaj teşkil etmektedir (Borisova-Papancheva ve diğerleri, 2022).

ii. Akıcı kompozit rezinlerin dezavantajları:

- a. Daha düşük doldurucu içeriği nedeniyle, yüksek bir polimerizasyon büzülmesi göstermesi
- b. Daha zayıf mekanik özelliklere sahip olması dezavantajlarıdır. Geleneksel estetik kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında, aşınmaya karşı daha düşük direnç, zayıf bağlanma gücü ve azalmış renk stabilitesi sergilemektedirler (Borisova-Papancheva ve diğerleri, 2022; alışkan, Değirmenci, Boyacıoğlu ve Turkun, 2024).

iii. Akıcı kompozit rezinlerin kullanım endikasyonları:

- a. Pit-fissür örtücü olarak
- b. Liner olarak kavite tabanında
- c. Minimal hazırlanmış oklüzal sınıf I kavitelere
- d. Koruyucu rezin restorasyonu olarak
- e. Minimal invaziv yaklaşımla sınıf III restorasyonlarında
- f. Minimal sınıf II proksimal kutu kavitelere
- g. Kule bölgesinde oluşan abfraksiyon lezyonlarında
- h. İndirekt restorasyonun uygulama hazırlığı esnasında ortaya çıkan dentin yüzeyini korumak amacıyla (Immediat Dentin Sealing (IDS))

- i. Ortodontik materyallerin yapıştırılmasında (Braketler, retainerlar vb.)
- j. Direk enjeksiyon yöntemi ile dişlere yeniden form verilmesi
- k. Travma sebebiyle mobil duruma gelmiş dişlerin splintlenmesinde
- l. Kırık anterior diş segment parçalarının acilen birleştirilmesinde
- m. Geçici restorasyonların onarımında
- n. Protezlerin tamirinde
- o. Kron-kompozit kenarlarının tamirinde
- p. Uyumunu kaybetmiş amalgam restorasyonların kenarlarının tamirinde
- q. İndirek restorasyonların preparasyonlarında undercut alanlarını örtmek amacıyla
- r. Porselen-kompozit rezin veneerlerde yapıştırıcı ajan olarak
- s. Devital dişlerde beyazlatma işleminde koruyucu olarak
- t. Kanal tedavisi yapılmış dişlerin restore edilmesinde fiber postların yapıştırılması amacıyla kullanılmaktadır (Baroudi, 2015; Fidan ve Dereli, 2021).

Düşük dolduruculu akışkan kompozit rezinler

Doldurucu partikül oranı ağırlıkça yüzde 60'tır. Partikül büyüklüğü 0,02-0,05 µm arasında değişmektedir (Ferracane, 2011).

Bu materyaller aşırı yüke maruz kalan bölgelerde düşük direnç göstermektedir. Bunun nedeni olarak; doldurucu partikül içeriğinin düşürülmüş olması ve daha viskoz monomerler yerine trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi seyreltici özelliklere sahip monomerlerin kullanılması gösterilmektedir (Bayne, Thompson, Swift, Stamatides ve Wilkerson, 1998).

Yüksek dolduruculu akışkan kompozit rezinler

Yüksek doldurucu partikül konsantrasyonu, minimize edilmiş polimerizasyon büzülmesi ve iyileştirilmiş mekanik özellikleri ile ikinci nesil akışkan kompozitler olarak literatüre

katılmışlardır (Y Shimatani, A Tsujimoto, W W Barkmeier, N G Fischer, Y Nagura, T Takamizawa, M A Latta, M Miyazaki, 2020; Ujiie M, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Jurado CA, Villalobos-Tinoco J, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M., 2020).

“Yüksek oranda doldurulmuş akışkan kompozitler” veya “enjekte edilebilir kompozitler” olarak isimlendirilen bu kompozitlerin içerisindeki doldurucu boyutları 0.04 ile 1 µm arasında değişirken, doldurucu miktarı ağırlıkça %35 ile %70 arasında değişkenlik göstermektedir. Birinci nesil akışkan kompozitlerle karşılaştırıldığında, daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler göstermelerinin yanı sıra hastanın tedavisine ayrılan vakitten tasarruf etmek ve uygulama prosedürünü kolaylaştırmak amacıyla tasarlanmışlardır (Kitasako, Sadr, Burrow ve Tagami, 2016; Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bachérius, L., Biebuyck, J. -J., Vreven, J., Lambrechts, P. ve Leloup, G., 2004).

Yüksek dolduruculu akışkan kompozit rezinler, üst restorasyon katmanında kullanıldıklarında bile, pasta tipi kompozitlerle karşılaştırılabilir mekanik ve optik özelliklere sahiptir. In-vitro çalışmalar, bu çağdaş restoratif malzemelerin konvansiyonel pasta tipi kompozitlere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi, daha iyi kenar adaptasyonu, daha yüksek esneme özellikleri ve daha yüksek aşınma direnci sunduğunu göstermektedir. Restorasyonun üst katmanında kullanıldıklarında dahi, pasta tipi kompozitlerle kıyaslanabilecek seviyede mekanik, optik karakterde olan restorasyon materyalleridirler (Kanar, Ö., Meşeli, S., Korkut, B., Köken, S., Tağtekin, D. ve Yanıkoğlu, F., 2024).

2.2.2.3 Kompozit rezin sistemlerdeki güncel gelişmeler

Ormoser (organik modifiye edilmiş seramikler)

Esas olarak inorganik silikon dioksit doldurucu partiküller ve düşük miktarda organik monomerlerden oluşur, bu nedenle metakrilat bazlı rezinlere kıyasla daha düşük polimerizasyon büzülmesi göstermektedirler. Düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek oranda inorganik madde içeriği nedeniyle, bu kompozitler posterior oklüzal restorasyonlar gibi aşırı stres altındaki çiğneme alanları için kullanıma uygundur (Abreu, N. Mr., Sousa, F. B., Dantas, R. V., Leite, P. Kb., Batista, A. U. ve Montenegro, R. V., 2022).

Gelişmiş estetik özelliklere sahip olan ormoserler; biyolojik olarak da uyumludurlar. Yüksek aşınma direnci göstermektedirler. Bisfenol A-glisidil metakrilat bazlı kompozitler östrojen hormonun ve sitotoksitenin artması ile ilgili endişeler taşımaktadır. Ormoser bu endişelerin üstesinden gelmiştir. Ormoser, metakrilat yerine ZrO_2 (zirkonyum oksit) ve SiO_2 (silikon dioksit) ile polimerleştirilmiş organik yapıların eklendiği inorganik silikon dioksit temeline sahiptir (Rajeev, V., Arunachalam, R., Nayar, S., Arunima, P. R., Ganapathy, S. ve Vedam, V., 2017).

Ormoserler, inorganik doldurucu partiküllerine ek olarak inorganik-organik kopolimerler içermektedir. Ormoserler, diğer kompozitlere kıyasla daha düşük aşınma oranları ve daha düşük doldurucu içeriğine rağmen hibrit kompozitlere benzer büzülme göstermektedir (Alzraikat ve diğerleri, 2018).

Siloran bazlı rezin kompozitler

Araştırmalar sonucunda, siloran olarak adlandırılan siloksan ve oksiranın bir kombinasyonu olan yeni bir halka açıcı monomer geliştirilmiştir. Siloran kompozitler, diğer türlerde görülen polimerizasyon büzülmesinin üstesinden gelmek için üretilmişlerdir. Farklı yüksek molekül ağırlıklı matris rezin bileşimleri kullanılmıştır. Geliştirilen bu yeni hibrit monomer sistemi, rezin içeriğindeki iki bileşenden oksiran monomerleri, düşük polimerizasyon büzülmesine; siloksan monomerlerinin varlığı ise artan hidrofobiye neden olmaktadır. Bu yeni sentez ile polimerizasyon sırasında monomerlerin paketlenmesiyle ortaya çıkan hacim azalması, oksiran halkalarının açılması ve uzamasıyla telafi edilmiştir. Hidrofobik özelliği sulu ortamlarda iyi stabilite ve biyolojik sıvı simülatörlerinde çözünmezliği sağlamaktadır (Pérez, Ghinea, Ugarte-Alván, Pulgar ve Paravina, 2010; Suliman Abdullah Alnujaidi, Abdullah Aldawsari, Ahmad Assari, Abdulrahman Almutlaq ve Tarek A. Soliman, 2023).

Nanokompozitler

Nanoteknoloji, genellikle 100 nm veya daha küçük moleküler ve atomik boyutta madde ile ilgilenen bilim alanıdır. Bu alanın kullanıldığı cihazlar veya malzemeler de bu aralıkta yer almaktadır (Hassan, T., Salam, A., Khan, A., Khan, S.U., Khanzada, H., Wasim, M., Khan, M.O. ve Kim, I.S.i, 2021). Nanokompozitler, bir fazın nanopartiküller, nanotüpler veya lameller nanoyapı gibi nano ölçekli morfolojiye sahip olduğu kompozitlerdir. Çok fazlı malzemelerdir (Sen, 2020).

Polimer matris nanokompozitler, polimer-katmanlı silikat nanokompozit, seramik-polimer nanokompozitler, inorganik-organik polimer nanokompozitler ve inorganik-organik hibrit polimer nanokompozitler olarak sınıflandırılmışlardır (Hassan ve diğerleri, 2021).

Bileşimlerinde nanoboyutlu doldurucu partiküller içeren iki rezin kompozit sınıfı tanımlanmıştır: Nanodoldurucu ve nanohibrit rezin kompozitler. Nano dolduruculu kompozitler rezin matrisi boyunca nano boyutlu partiküller kullanırken, nanohibritler nano boyutlu ve geleneksel doldurucu partiküllerinin bir karışımını içermektedir. Bir nano boyutlu doldurucu maddesi 5-100 nanometre arasında olan partiküller içermekle birlikte daha ince partiküllerin daha az partiküller arası boşluğa neden olacağı öne sürülmüştür. Bu durumun ise doldurucu partiküllerinin rezin matrisine daha fazla koruma sağlayacağı ve restoratif materyalden kopmaları azalttığı belirtilmektedir (Alzraikat ve diğerleri, 2018).

Nanokompozit malzemeler matris malzemelerine göre üç gruba ayrılırlar:

- a. Seramik matrisli nanokompozitler
- b. Polimer matrisli nanokompozitler
- c. Metal matrisli nanokompozitler (Omanović-Miklićanin, Badnjević, Kazlagić ve Hajlovac, 2020)

Hibrit kompozit rezinlerin piyasaya sunulmasından sonra nanoteknolojideki gelişmeler nanokompozitlerin üretilmesine öncülük etmiştir. Bu yenilikçi yaklaşım, nanopartiküller içeren nanodoldurucuların kompozit yapıya dahil edilmesini içermekte olup, 5-100 nanometre arasında değişen partikül boyutlarına sahip nanokompozitlerin üretilmesiyle mümkün olmuştur (Koshi, Cengiz, Er ve Ulusoy N., 2015).

Nanoteknolojiye ve bunun rezin kompozitlerde kullanımına yönelik artan ilgi, nano boyuttaki partiküllerin kompozitin yapısını değiştirme yeteneğinden yararlanma durumuna dayanmaktadır. Mekanik, kimyasal ve optik özellikleri değiştirilebilir ve ağzın tüm bölgelerinde optimum performans gösterebilecek bir kompozit rezin materyal oluşturulmuştur (Alzraikat ve diğerleri, 2018).

Nanokompozitlerin diğerkompozit malzemelere göre başlıca avantajları şunlardır:

- a. Yüksek yüzey/hacim oranı (küçük doldurucu boyutuna ve doldurucular arasındaki mesafeye izin vermektedir)
- b. Daha iyi mekanik özellikler
- c. Yüksek düzeyde esneklik
- d. Aşınmaya karşı direncin iyi olması
- e. Gelişmiş optik özellikler (ışık geçirgenliği parçacık boyutuna bağlıdır) (Omanović-Miklićanin ve diğerleri, 2020).

Nanokompozitlerin dezavantajları:

Hibrit kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında nanokompozitlerde yüksek su Emilimi ve çözünürlük değerleri gözlemlenmiştir ve bu da potansiyel olarak klinik etkinliklerini etkilemektedir (Alzraikat ve diğerleri, 2018).

İyon salabilen (smart) kompozitler

Smart ve antibakteriyel materyaller olarak sınıflandırılan iyon salan kompozitler florür, hidroksil ve kalsiyum gibi iyonlar içermektedir. Mikroorganizmaları etkilemede kritik bir rol oynamaktadırlar. Ayrıca restorasyona komşu dişin sert dokularında demineralizasyonunu önlemede görev almaktadırlar. İyon salınımı pH değerine bağlı olarak değişmektedir. Düşük pH koşullarında iyon salınımı artmaktadır, yüksek pH koşullarında ise azalmaktadır (Manhart, Kunzelmann, Chen ve Hickel, 2000b).

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler

Yapılarında fiber takviyesi içeren rezin bazlı kompozitlerdir. Bu maddeler, geleneksel kompozit malzemelere benzer şekilde, organik bir matris ile birlikte inorganik bir doldurucu faz içeren kompozit rezinlere benzer bir konfigürasyon sergilemektedir. İnorganik doldurucu faz, organik matrise eklenen farklı uzunluk, çap, oryantasyon ve yapısal özelliklere sahip fiberlerden oluşmaktadır (Candan ve Eronat, 2022).

Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler geleneksel kompozitlerin dayanıklılığını artırmak amacıyla piyasaya sunulmuşlardır. Bu kompozitlerin çiğneme kuvvetine daha sık maruz kalan bölgelerde kullanımı önerilmektedir (Sen Yavuz, B., Kaya, R., Kodaman Dokumacıgil, N., Ozgur, E. G., Bekiroğlu, N. ve Kargul, B., 2024).

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler:

- a. Fiber türüne göre: Karbon, aramid, polietilen, cam ve naylon fiberler
- b. Fiberin yönüne göre: tek yönlü, çift yönlü ve kısa parçalı sürekli fiberler
- c. Monomer ile önceden infiltre edilenler/edilmeyenler (Avcılar ve Bakır, 2023)

Fiber çeşitleri arasında cam fiberler diş hekimliğinde en yaygın kullanılan fiberlerdir. Bu tercih, üstün gerilme dayanımlarının yanı sıra estetik ve optik özelliklerinden kaynaklanmaktadır (Peker, 2024).

Polimer matrisin fiber yapı ile entegrasyonu fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinlerin temel çerçevesini oluşturmaktadır. Restorasyona uygulanan kuvvetlerin bir sonucu olarak matris içinde stres birikir. Bu stres fiberler aracılığı ile tek bir noktanın aksine yayılarak iletilir. Sonuç olarak bu yapı, restorasyonda meydana gelebilecek kırılma riskini azaltmaya yardımcı olur. Bu özelliklerinden dolayı stresli bölgelerde kullanımı giderek artmaktadır. Bu materyallerin en önemli avantajı hem klinik ortamında hem de laboratuvar ortamında üretilibilmeleridir. Endodontik tedavi sonrasında önemli ölçüde madde kaybına uğramış dişlerin restorasyonu için son derece uygundur. Polimerizasyon derinlikleri 4-5 mm'ye kadar ulaşabilmektedir. Geleneksel restoratif tedavilere kıyasla daha az invaziv ve daha uygun fiyatlı bir seçenek sunmaktadırlar. Mükemmel bağlanma niteliklerine sahiptirler ve kolay uygulanabilmektedirler. Ancak tüm avantajlarına rağmen fiber materyalin radyoopasitesinin yetersizliğinden kaynaklı sekonder çürüklerin radyografide tespiti güç olmaktadır. Ayrıca tabakalar halinde uygulanması uygulanan kompozit sebebiyle tam polimerize olamayan alanlarda fiber ile kompozit arasında ayrılmalar olabilmektedir (Avcılar ve Bakır, 2023).

Self-adeziv kompozitler

Self-adeziv kompozitler, asitle aşındırma veya adeziv uygulama gerekmeksizin diş dokularına bağlanmak üzere tasarlanmış doldurucu partiküller içeren materyaller olarak tanımlanmaktadır. Bu materyaller, diş dokularına kendiliğinden adezyonu kolaylaştırmak ve uygulama sürecini basitleştirmek için kullanıma sunulmuştur (Peker, 2024).

Self adeziv kompozitlerin içeriğinde yer alan gliserol-fosfatdemetakrilat (GPDM), karboksilik metakrilat (4-MET) asidik monomerler smear tabakayı modifiye etmekte ve sonucunda hibrit tabaka meydana gelmektedir (Vichi, Margvelashvili, Goracci, Papacchini ve Ferrari, 2013).

Restoratif materyaller arasında düşük viskoziteli olarak tanımlanmaktadırlar. Geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında, yüzey pörozitesinin yüksek olması, su emiliminin fazla olması, estetik özelliklerinin zayıf olması ve yetersiz termal genleşme özellikleri gibi çeşitli dezavantajları sebebiyle uygulamaları kısıtlanmıştır (Peker, 2024).

Bulk-fill Kompozit Rezinler

Bulk-fill rezin bazlı kompozitler posterior dişlerde inkremental teknikle ilişkili sorunları çözmeyi amaçlayarak son on yılda dental pazara sunulmuştur. Bulk-fill kompozitler, bileşim ve özelliklerinde önemli farklılıklar bulunan heterojen bir grup materyalden oluşmaktadır. Üretimlerinde iki temel amaç hedeflenmiştir. Birincisi, malzemenin yarı saydamlığı artırılarak yeterli oranda monomer dönüşümünü sağlamaktır. İkincisi, monomerlerin kimyasını değiştirerek ve doldurucu partikülleriyle etkileşimlerini geliştirerek kavite kenarlarında polimerizasyon büzülmesini azaltmaktır (Parra Gatica, Duran Ojeda ve Wendler, 2023).

Bulk-fill kompozit rezinler, dişlerin doğrudan restorasyonu için giderek daha fazla tercih edilen bir malzeme olarak kabul edilmektedir. Geliştirilmiş translusensileri sayesinde, geleneksel kompozit rezinlere kıyasla daha düşük büzülme oranları ve daha fazla reaktivite göstermektedirler. Bu materyallerin 4-5 milimetrelik katmanlar halinde uygulanabilmesi klinik prosedürleri hızlandırmakla kalmaz, aynı zamanda uygulanmalarını da kolaylaştırmaktadır. Sınıf II posterior kompozit rezin restorasyonlarda yapılan çalışmalar bulk-fill kompozit rezinlerin geleneksel mikro-hibrit kompozit rezinlere kıyasla ışık

polimerizasyonu sırasında ve sonrasında daha düşük polimerizasyon büzülme stresi gösterdiğini ortaya koymuştur (Nezir ve Ozcan, 2024).

i. Bulk-fill rezin kompozitlerin yapısı

Bulk-fill kompozitler, hibrit kompozitlerle önemli ölçüde benzerlik göstermektedirler. Bu materyaller, yaygın olarak bilinen inorganik doldurucu maddelerine ek olarak Bis-GMA (bisfenol A glisidil metakrilat), TEGDMA (triethilen glykol dimetakrilat), UDMA (üretan dimetakrilat), ve EBPDMA (etoksillenmiş bisfenol A dimetakrilat) gibi monomerleri içeren organik bir matristen meydana gelmektedirler (Büyükçavuş, 2020).

Bis-GMA yapısı itibariyle hidrofiliktir. EBPDMA'ya (Etoksillenmiş bisfenol-A-dimetakrilat) kıyasla daha fazla su emilimi geliştirmesi sebebiyle, EBPDMA'nın bulk-fill kompozitlere dahil edilmesi renk değişikliği riskini azaltmaktadır (Aydın, Karaoğlanoğlu, Oktay, Toksoy Topçu ve Demir, 2019).

Bulk-fill kompozit rezinlerin yapısındaki doldurucu partiküllerin boyutları artırılmıştır. Partikül büyüklüğünün fazla olması partikül sayısının daha az olmasına neden olmaktadır. Partikül sayısının azalmasıyla ışığa geçirgenlik artmakta ve ışığın daha derin bölgelere nüfuz etmesi sağlanmaktadır. Bu durum ise polimerizasyonun artmasına yol açmaktadır (Chesterman ve diğerleri, 2017).

ii. Bulk-fill rezin kompozitlerin sınıflandırılması

Bulk-fill kompozitlerin viskozitesi; içerisinde bulunan doldurucu partiküllerin miktarına, türüne ve organik matrisin yapısına göre değişmektedir. Bu değişkenler baz alınmak kaydıyla; düşük (akışkan) ve yüksek (şekillendirilebilir) viskoziteli olarak gruplandırılmaktadırlar. Daha kalın tabakalarda (4-5mm) polimerizasyon gösterebilmektedirler. Hem zaman verimliliği hem de yerleştirme sırasında hassasiyette azalma sağlamaktadırlar. Fiziksel açıdan kıyaslandıklarında geleneksel kompozitlere kıyasla daha üstün olarak sunulmaktadırlar (Baltacıoğlu ve diğerleri, 2024; Özdoğan, Oglakci, Halacoglu Bagis, Aydoğan Temel ve Eliguzeloglu Dalkilic, 2023).

Bulk-fill materyallerin düşük ve yüksek viskozite olarak sınıflandırılması mekanik özelliklerini yansıtır ve klinik prosedürü belirler: düşük viskoziteli materyallerle yapılan restorasyonlar üzerlerine geleneksel rezin kompozit tabakası yerleştirilerek

sonlandırılmalıdır, yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerin ise bu son tabakaya ihtiyacı yoktur (Comba, A., Scotti, N., Maravić, T., Mazzoni, A., Carossa, M., Breschi, L. ve Cadenaro, M., 2020).

a. Akışkan (flowable) bulk-fill kompozit rezinler

Düşük viskoziteli bulk-fill kompozitler, akışkan bulk-fill kompozitler olarak bilinmektedirler. Bu materyaller, universal rezin kompozitlere kıyasla daha düşük viskoziteli olduğundan uygulanmaları da kolay olmaktadır (Büyükçavuş, 2020).

Yeni jenerasyon akışkan bulk-fill rezinler, yapılarındaki doldurucu partikül düzeyinin yükseltilmesine bağlı olarak akışkan kompozitlere kıyasla fiziko-mekanik açıdan daha gelişmiş materyallerdir. Bu güçlendirilmiş yapıları sayesinde daimi restorasyon olarak ve kalın tabakalar şeklinde uygulanabilmektedirler (Fidan ve Dereli, 2021).

Akışkan bulk-fill kompozitler, farklı üretici firmalar arasında bileşim ve fizikokimyasal özellikler bakımından farklılıklar göstermektedirler (Baltacıoğlu ve diğerleri, 2024).

Düşük viskoziteli bulk-fill kompozitler şırınga uçlar yardımıyla kaviteye yerleştirilmektedirler. Restorasyonların üstüne geleneksel rezin kompozitten katman oluşturmak gerekebilmektedir (França FM, Tenuti JG, Broglio IP, Paiva LE, Basting RT, Turssi CP, do Amaral FL, Reis AF, Vieira-Junior WF, 2021).

Düşük viskoziteli bulk-fill kompozitler daha az doldurucu içermektedir ve geleneksel kompozit rezinlere kıyasla daha büyük doldurucu partiküllerine ($\geq 20 \mu\text{m}$) sahiptirler. Sonuç olarak, bu düşük viskoziteli bulk-fill kompozitler gelişmiş yarı saydamlık, azalmış estetik nitelikler, azalmış mekanik özellikler ve daha fazla yüzey düzensizliği sergilemektedirler. Bununla birlikte, yarı saydam özelliklerin artırılması, daha fazla ışığın malzemeye nüfuz etmesine ve daha derin katmanlara erişmesine olanak tanımaktadır (Chesterman ve diğerleri, 2017; N Ilie ve diğerleri, 2013).

Vickers sertlik ölçümlerinde, düşük viskoziteli bulk-fill kompozitlerin geleneksel akışkan kompozitlere kıyasla önemli ölçüde daha düşük sertlik değerleri gösterdiği gözlemlenmiştir. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerin, düşük viskoziteli olanlara göre Vickers sertliğinin daha yüksek olduğu bulunmuştur (Büyükçavuş, 2020). Ancak yeni nesil akışkan bulk-fill kompozitlere nanofillerin eklenmesiyle mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Düşük

viskoziteleri korunurken mekanik özellikleri geliştirilmiştir (Parra Gatica ve diğerleri, 2023).

b. Yüksek viskoziteli (non-flowable-full body-tam gövdeli) bulk-fill kompozit rezinler

Tam gövdeli bulk-fill kompozitler daha yüksek doldurucu oranına sahiptirler; bu da onları yüksek viskoziteli ve aşınmaya karşı dayanıklı hale getirmektedir. Bu nedenle, bu macun benzeri bulk-fill malzemeleri, üzerlerine herhangi bir kaplama olmadan (bulk tekniği) kaviteye yerleştirilebilmektedirler (Arbildo-Vega, H. I., Lapinska, B., Panda, S., Lamas-Lara, C., Khan, A. S. ve Lukomska-Szymanska, M., 2020).

Mekanik özelliklerinin akışkan bulk-fill rezinlere göre daha iyi olması, posterior kavitelerde tercih edilmelerine olanak sağlamıştır (Aydın ve diğerleri, 2019).

Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler (konvansiyonel/pasta/şekillendirilebilir), uygulanan ışık cihazına yanıt olarak yeterli aktivasyona sahip fotoinitiatörler içermektedir, bu da rezinin saydamlığı nedeniyle artmakta ve ışığın daha kolay geçişini sağlamaktadır. Bu materyallerin avantajları arasında restoratif işlemin basitleştirilmesi, zaman tasarrufu, üretici tarafından kullanılan teknolojiye bağlı olarak düşük büzülme stresi ve yeterli radyoopasite bulunmaktadır (França ve diğerleri, 2021).

iii. Endikasyonları

- a. Posterior bölgedeki geniş kavitelerin restorasyonlarda
- b. Tedavi süresinin kısa tutulması planlanan aşırı kaygılı, non-koopere hastalarda
- c. Derinliği 4 mm'den fazla ve dar kavitelerde (Nezir ve Özcan, 2024)

iv. Avantajları

- a. Kaviteye büyük tabakalar şeklinde uygulanabilmeleri (4-6mm kalınlıkta)
- b. Akışkan kompozitlere göre daha düşük oranda polimerizasyon büzülmesine sahip olmaları
- c. Tek katman şeklinde uygulanabilmeleri nedeniyle koltukta kalma süresinin kısalması

- d. Teknik açıdan daha az hassasiyet göstermesi ve bu sayede klinisyene uygulama kolaylığı sağlaması
 - e. Tabakalar arasında boşluk oluşmasına izin vermemesi
 - f. Marjinal adaptasyonunun iyi olması
 - g. Aşınmaya karşı direncinin yüksek düzeyde olması
 - h. Yeterince radyoopak olması
 - i. Yüksek translusensi göstermesine bağlı yüzey özelliklerinin üstün olması
 - j. Estetik açıdan renk uyumunun sağlanabiliyor olması
 - k. Düşük düzeyde elastik modülüne sahip olduğu için yüksek düzeyde mekanik özellikler göstermesi (Aydın ve diğerleri, 2019; Nezir ve Özcan, 2024)
- v. Dezavantajları
- a. Tek tabaka halinde uygulanmaları nedeniyle bu büyük kompozit rezin kütlesinin polimerizasyonu sonrasında sıcaklık artışının ortaya çıkması
 - b. Polimerizasyon derinliğini sağlamak amacıyla artırılmış olan ışık geçirgenliğinin özellikle ön bölge restorasyonlarında yarattığı estetik sorunlar (Nezir ve Özcan, 2024)

2.2.3 Cam İyonomer Simanlar

2.2.3.1 Geleneksel cam iyonomer simanlar (CİS)

Cam iyonomerlerin polimerizasyonu, zayıf asit ve bazik cam arasındaki asit-baz reaksiyonuna dayanmaktadır. Cam tozundaki kalsiyum-flor-alümino-silikat içeriği remineralizasyondan sorumludur. Bu materyaller uzun süreler boyunca florür salabilmekte ve hatta ortamda yüksek konsantrasyonlarda florür bulunması halinde florür ile yeniden şarj olabilmektedirler. Florür salınımının faydalı olduğu düşünülmektedir çünkü hidroksiapatite göre daha az çözünür olan florapatit oluşumunu teşvik etmektedir. Florür iyonları salındığında, restoratif materyal dışın yüzeyindeki ve çevresindeki sıvı fazı doyurarak CaF_2 kristallerinin çökmesine neden olmaktadır. Bu, demineralizasyon olasılığını azaltmakta ve

remineralizasyon sürecini hızlandırmaktadır. Bununla birlikte, mekanik özellikleri birçok klinik kullanım için zayıftır (Ghilotti, Mayorga, Sanz, Forner ve Llena, 2023).

Cam iyonomer simanlar; basit uygulamaları, florür salınımı ve daha az nem hassasiyeti nedeniyle çocuk diş hekimliğinde popülerdir. Öte yandan, rezin bazlı kompozitlere kıyasla daha düşük mekanik özelliklere, daha kötü marjinal adaptasyona ve daha yüksek restorasyon başarısızlığı riskine sahiptirler (Banon, R., Vandenbulcke, J., Van Acker, J., Martens, L., De Coster, P. ve Rajasekharan, S., 2024).

Cam iyonomer simanlar, biyoaktif materyallerdir. Diş sert dokusunun remineralizasyonunu arttırdığına ve sekonder çürükleri önlediğine inanılan florür salma yeteneğine sahiptirler. Florür salınımının derecesi materyalin bileşiminden ve saklama yöntemlerinden etkilenmektedir. Örneğin, nano boyutlu partiküllerin dahil edilmesi florür salınımını daha da artırabilmektedir. Kimyasal bileşimleri nedeniyle, sert diş dokusu ile kimyasal bir bağ kurarak mine ve dentin ile doğrudan bağlantı kurmaktadır. Konvansiyonel cam iyonomer simanlar toz ve sıvı kısmın oranına ve Ca^{2+} ve Al^{3+} iyonlarının miktarına göre yüksek viskoziteli ve düşük viskoziteli cam iyonomer simanlar olarak ikiye ayrılmaktadırlar (Šalinović, I., Stunja, M., Schaperl, Z., Verzak, Ž., Ivanišević Malčić, A. ve Brzović Rajić, V., 2019).

CİS'lerin kimyasal adezyon, florür salınımı, remineralizasyon gibi çürük önleyici potansiyelleri vardır. Kompozit rezinler de mineye adezyon, mekanik ve estetik üstünlük gibi özelliklere sahiptirler. CİS'lerin uygulama yöntemleri arasında yer alan sandviç tekniği ile hem CİS'lerin hem de kompozit rezinlerin avantajlarından faydalanılabilmektedir (Nezir ve Ozcan, 2024).

2.2.3.2 Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanların fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirmek için geliştirilmiştir. En yaygın rezin monomer 2-hidroksietil metakrilattır (HEMA) ve buna ışık yoluyla sertleşmeyi sağlamak amacıyla kamforokinon gibi bir foto başlatıcı eklenmektedir. Bu malzemeler, cam iyonomer simanların tipik asit-baz reaksiyonu ve fotopolimerizasyondan oluşan bir reaksiyona girmektedir. Bununla birlikte, rezin monomerlerin varlığı RMCİS'lerin biyolojik özelliklerini, özellikle de biyouyumluluklarını etkileyebilmektedir. Bu özellik, özellikle ilk

24 saat boyunca rezin bileşenin sitotoksik etkisi nedeniyle azalmaktadır. RMCİS'lerin remineralizasyon potansiyelini iyileştirmek için, biyoaktif camlar bileşimlerine dahil edilmekte ve bu da malzemeye biyoindüktif ve rejeneratif bir potansiyel kazandırmaktadır (Ghilotti ve diğerleri, 2023).

2.2.3.3 Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)

Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, toz-sıvı oranı ve tozun partikül boyutu değiştirilerek geliştirilmiştir. Bu yolla, çiğneme basıncına daha sık maruz kalan bölgelerde kullanılması amaçlanmıştır. Geleneksel CİS'te toz-sıvı oranı 3:1 ile 4:1 arasındadır; YVCİS'te ise bu oran 6:1 ile 7:1 olarak arttırılmıştır. Bu oranın yükselmesi sayesinde, YVCİS'ler üstün aşınma direnci ve yüzey sertliğinin yanı sıra daha düşük çözünürlük sergilemektedirler böylece amalgam restorasyonlarda olduğu gibi mekanik dirençleri arttırılmıştır (Dindar, 2023).

YVCİS'ler biyouyumludur, biyoaktiftir, florür salar ve dişinkine benzer mükemmel bir termal genleşme katsayısına ve elastikiyet modülüne sahiptirler. Diş dokularına doğrudan kimyasal olarak bağlanabilmektedirler. YVCİS'ler “Atravmatik Restoratif Tedavi (ART)” konsepti için en uygun restoratif materyaldir. Ayrıca birden fazla yüzeyde çürük içeren dişlerin restorasyonlarının ömrünü uzatmak için kapsüllenmiş formları geliştirilmiştir (Menezes-Silva, R., Velasco, S. R. M., Bastos, R. S., Molina, G., Honório, H. M., Frencken, J. E. ve Navarro, M. F. L., 2019).

Dünya Sağlık Örgütü toz:sıvı oranı daha fazla olan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların ART'de kullanımını önermektedir. Sosyo-ekonomik düzeyi düşük ülkelerde, çürüğün temizlenmesinde el aletleri kullanılmaktadır. Bu nedenle restorasyon materyali olarak yüksek viskoziteli cam iyonomerler uygun materyal olarak tercih edilmektedir. Tıpkı geleneksel türler gibi, su bazlı bileşiklerdir (S. Sidhu ve Nicholson, 2016).

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini geliştirmek ve oklüzal kuvvetlere karşı daha fazla direnç sağlamak için geliştirilmiştir. Öncelikle sınıf I ve sınıf V restorasyonlarda tercih edilmektedirler (Nezir ve Ozcan, 2024).

YVCİS'lerin üzerlerinin yüzey koruyucu rezin ile örtülmesi tavsiye edilmektedir. Bu şekilde rezin, yüzeydeki düzensiz alanları doldurulmakta ve daha parlak, daha pürüzsüz bir yüzey elde edilmektedir. Ayrıca ilk sertleşme esnasında oluşan nem hassasiyeti de ortadan kaldırılmış olmaktadır (Dindar, 2023).

2.2.3.4 Giomer

Giomerler; biyoaktif materyaller arasında yer almaktadırlar. Bileşimleri; floroboroalüminosilikat camın poliasit ile önceden reaksiyona girerek bir cam-iyonomer matris yapısı oluşturması ve ardından rezin matris ile birleştirilmesi sonucu ortaya çıkan yüzeyle önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer partiküllerine dayanmaktadır. Bu partikül florür ve diğer iyonların salınımına izin vermekte ve yüzey tabakası yapının temelini nemden kaynaklanan zararlı etkilere korumaktadır. Ayrıca, laboratuvar çalışmaları bu teknolojinin remineralizasyonu sağladığını, demineralizasyonu önlediğini, karyojenik bakterileri inhibe ettiğini, umut verici klinik davranışa ve iyi mekanik stabiliteye sahip olduğunu göstermektedir. Giomer restoratif materyaller birkaç yıldır mevcut olmasına ve iyi mekanik stabilite göstermelerine rağmen kullanımlarını destekleyen klinik kanıtlar, süt dişleriyle ilgili olarak hala azdır (Pássaro, A., Olegário, I., Laux, C., Oliveira, R., Tedesco, T. ve Raggio, D., 2022).

Cam iyonomer simanların doğasında bulunan florür salma özellikleri ile kompozit rezinlerin ışıqla polimerize olabilme kabiliyetlerinin entegre edilmesiyle formüle edilmişlerdir. Bu hibrit materyal sayesinde üstün estetik nitelikler ve mükemmel cilalanabilirlik elde edilmiştir. Giomerler, diş sert dokularına bağlanabilmek için bir bonding ajana ihtiyaç duymaktadırlar. Çocuk diş hekimliğinde sürekli dişlerin sınıf III, IV ve V restorasyonlarının yanı sıra hem anterior hem de posterior bölgelerdeki süt dişlerinin restorasyonu için kullanılmaktadırlar. Ayrıca, giomerler fissür örtücü olarak ve kaide olarak da tercih edilebilmektedirler (Peker, 2024).

2.2.3.5 Nano-iyonomer

Nanopartiküller (0,1 nm-100 nm aralığında) içeren yapı ve materyallerin nanoteknoloji olarak adlandırılan yöntemlerle üretilmesiyle geliştirilmiştir. Nano-iyonomer, florealüminosilikat cam ile birlikte silan, silika ve zirkonya gibi nano boyutta ve %69 oranında doldurucular içermektedir. Bu formülasyonla daha iyi mekanik özellikler, özellikle

gelişmiş aşınma direnci ve yüzey cilalanabilirliği sağlanmıştır. Florür salınımı üzerine yapılan araştırmalar, nano-iyonomerden florür salınımının RMCİS ve kompomerlerden daha fazla olduğunu göstermiştir. Ayrıca nano-iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman (RMCİS), giomere kıyasla daha üstün marjinal adaptasyon gösterdiği belirtilmiştir. Mevcut literatür, restorasyondan önce bir primer uygulanmasının nano-iyonomer ve dentin arasında güçlü bir arayüz oluşumunu kolaylaştırdığına dair kanıtlar sunmaktadır. Ayrıca, fosforik asit ile aşındırmanın nano-iyonomer restoratif materyal ile mine arasındaki makaslama bağlanma gücünü artırabileceği gösterilmiştir (Dindar, 2023).

2.2.3.6 Cam karbomer

Cam karbomer, nano boyutta reaktif cam ve dialkil siloksanlarla muamele edilmiş kalsiyum florapatit nanokristallerinden oluşmaktadır. Bu nanokristaller remineralizasyon süreci için çekirdeklenme bölgeleri olarak işlev görerek florapatit oluşumunu desteklemekte ve kalsiyum florapatitin güçlendirilmesini kolaylaştırmaktadır. Cam karbomerler, önceden herhangi bir yüzey hazırlığına gerek kalmadan bulk tekniği kullanılarak kaviteye uygulanabilmekte ve otopolimerizasyon yoluyla sertleşebilmektedirler. Ancak fotopolimerizasyonun kullanılması tavsiye edilmektedir. Bu yöntem sadece polimerizasyon süresini kısaltmakla kalmaz, aynı zamanda üstün klinik sonuçlar da elde edilmektedir. Ek olarak, bir yüzey verniği uygulanması da tavsiye edilmektedir. Vernik, siman üzerinde koruyucu bir tabaka oluşturarak ilk aşamada tükürük kontaminasyonundan korumaktadır. Bu önlem uygun polimerizasyonu sağlamak ve sonraki aşamalarda dolgu maddesinin dehidrasyon riskini azaltmaktadır (Dindar, 2023).

2.2.3.7 Zirkonomerler (zirkonyumla güçlendirilmiş cam iyonomer siman)

Seramik ve zirkonyumla güçlendirilmiş cam iyonomer simanlardan oluşan materyallerdir. Zirkonomer, zirkonyumun beyaz kristal oksiti olup “beyaz amalgam” olarak da bilinmektedir. Amalgama benzer dayanıklılık gösterirler ve aynı zamanda CİS özelliği de göstererek florür salma yeteneğine de sahiptirler. Zirkonyum parçacıklarının cam bileşenine homojen bir şekilde dahil edilmesi, malzemenin oklüzal yüke karşı daha da güçlendirilmesini sağlamaktadır. Polialkenoik asit ve cam bileşenleri, cam iyonomere üstün mekanik özellikler sağlamak amacıyla ilave edilmiştir. Zirkonomerler toz ve sıvı bileşenlerden oluşmaktadır. Sıvı olarak zirkonyum oksit, poliakrilik asit (%20-50),

deiyonize su, tartarik asit (%1-10), cam tozu bulunmaktadır. Zirkonomerin içeriğindeki yüksek düzeydeki zirkonyum oksitin (%96,5-%98,5) kaynağı ise baddeleyit kristalleridir (Abdulsamee ve Elkhadem, 2017).

2.2.4 Kompomer (Poliasit Modifiye Kompozit Rezine)

Çocuk diş hekimliği daha az invaziv hale geldikçe uygun bir dental materyal geliştirmekte zorlaşmaktadır. Bu zorluklar kooperasyon göstermeyen çocuklarda daha da belirgin olmaktadır. Bu nedenle bu sorunların üstesinden gelmek amacıyla çeşitli restoratif materyaller kullanılmaya başlanmıştır. Bunların arasında kompomerler de vardır (Banon ve diğerleri, 2024).

Kompomerler, estetik olmaları ve flor salma özellikleri nedeniyle çocuk diş hekimliği alanında tercih edilen materyallerden birisidir. Estetik bakımdan kompozit rezinlere, flor salma açısından ise cam iyonomer simanlara benzemektedirler. Bu iki özelliğin bir arada olmasından ötürü kompozitlerin "komp" kısmı ile cam iyonomerlerin "omer" kısmı birleştirilmiş ve "kompomer" olarak tek isimde tanımlanmışlardır (Özmen ve diğerleri, 2021).

2.2.4.1 Kompomerlerin içeriği

Kompozit rezinlerin özelliklerini geleneksel cam iyonomer simanları ile birleştirmeyi amaçlayarak geliştirilmişlerdir. Kompomerler ağırlıklı olarak %70-80 kompozit rezin ve %20-30 cam iyonomer bileşenlerinden oluşmaktadır. Özellikle, bu materyaller su içermemekte, bu nedenle asit-baz reaksiyonu ve florür iyonu salınımı sadece nemli bir ağız içi ortamda gerçekleşmekte ve florürün materyalden yeniden salınmasını kolaylaştırmaktadır. Florür içermesine rağmen, kompomerlerden gerçek florür salınımı nispeten düşük kalmaktadır (Dindar, 2023).

Kompozitler gibi kompomerler de öncelikle viskoziteyi düşürmeye yarayan Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA gibi monomerlerden oluşmaktadır. Ayrıca, doldurucu materyali olarak kuvars ve cam silika gibi reaksiyona girmemiş inorganik tozlar bulundurmaktadırlar (Özmen ve diğerleri, 2021).

2.2.4.2 Kompomerlerin özellikleri

Kompomerlerin polimerizasyon süreci, geleneksel kompozit rezinlerdekine benzer şekilde tipik olarak ışııkla başlatılmaktadır. Özellikle, bu süreçte 470 nm dalga boyunda aktive edilen mavi ışıığa duyarlı bir amin hızlandırıcı ile birlikte başlatıcı olarak kamforokinon kullanılmaktadır (Dindar, 2023).

Kompomerler tabakalama tekniğı gerektirmektedirler. Biyoaktif özellikleri bulunmamaktadır (Banon ve diğlerleri, 2024). Estetik açıdan da üstündürler. Ayrıca florür salma özellikleri vardır (Özmen ve diğlerleri, 2021). Florür salınımla asitin nötralize edilmesi sağlanmaktadır. Restorasyona temas eden ara yüzeydeki lezyonların ilerlemesinin de bu yolla engellenebileceğı ileri sürülmektedir. Ancak kompomerlerden salınan florür düzeyi CİS'e göre daha düşük oranlarda olmaktadır. Kompomerlerin bükülme dayanımı da fazladır. Aşınma direnci ise CİS ile kıyaslandığında daha yüksektir. Tek basamaklı adezivler kullanılarak uygulanmaktadırlar. Bu durum çocuk hastaların tedavisinde kolaylık sağlamaktadır. Ön ve arka bölge çürük süt dişlerinin tedavisinde başarı oranları yüksektir (Andaş ve diğlerleri, 2023).

2.2.4.3 Kompomerlerin endikasyonları

- a. Ön ve arka bölgedeki süt dişlerinin restore edilmesinde (tüm kavite tiplerinde),
- b. Erozyon sonucunda meydana gelen servikal bölge defektlerinde,
- c. Posterior bölgedeki dişlerin geçici restorasyonlarında,
- d. Fissür örtücü olarak kullanılabilmektedirler (Andaş ve diğlerleri, 2023).

2.2.4.4 Kompomerlerin kontrendikasyonları

- a. Materyalin içeriğindeki maddelere karşı alerjik reaksiyon gelişmesi,
- b. Direkt-indirekt kuafajda,
- c. Kuru çalışma sahasının elde edilemediğı durumda,
- d. Daimi dişlerin basınca fazla maruz kalan oklüzal yüzeydeki kalıcı restorasyonlarda,

- e. Çinko oksit öjenol içeren maddeler ile beraber uygulanmamalıdır (Croll, Helpin ve Donly, 2004; Krämer ve Frankenberger, 2007).

2.2.4.5 Kompomerlerin avantajları

- a. Biyouyumludurlar.
- b. Anti-karyojenik özelliğe sahiptirler.
- c. Farklı renk seçenekleri mevcut olması sayesinde estetik avantaj sağlamaktadırlar.
- d. Mekanik özellikleri cam iyonomerlerden daha iyi olmasına rağmen geleneksel kompozitlere göre daha zayıftır (Mittal, Gupta ve Resident, 2021).

2.2.4.6 Kompomerlerin dezavantajları

- a. Florür salınımları CİS'e göre çok daha düşüktür.
- b. Renk stabilitesi zayıftır.
- c. Kompozitlere göre aşınmaya karşı gösterdikleri direnç daha düşüktür (Mittal ve diğerleri, 2021).

2.3 YÜZEY SERTLİĞİ TESTLERİ

Sertlik, bir materyalin dış kuvvetlerin neden olduğu deformasyona karşı direnci olarak tanımlanmaktadır. Materyalin sürekli kuvvet uygulamasına dayanma kapasitesi veya penetrasyona karşı direnci olarak da tanımlanabilmektedir (O'Brien, 2002).

Sertlik, restoratif malzemelerin mekanik özellikleriyle bağlantılıdır. Aşınma kuvvetlerine karşı direnci artırır, böylece uygulanan stresler altında malzemenin deformasyonunu en aza indirmektedir. Ayrıca sertlik, gerilme ve basınç dayanımı gibi kritik özelliklere karşı gelişen dirençle de ilişkilidir ve malzemenin klinik etkinliğini ve uzun ömürlülüğünü etkilemektedir (Yap, Ng ve Siow, 2001).

Restoratif materyallerin sertliğini değerlendirmek için en sık kullanılan metodolojiler arasında Vickers, Knoop, Brinell, Rockwell, Shore, Mohs ve Barcoll sertlik testleri bulunmaktadır. Bu testler küçük farklılıklar gösterse de her birinin kendine özgü avantaj ve dezavantajları vardır. Tüm yöntemlerde malzeme yüzeyinde iz (girinti) oluşturmak için bir

uç kullanılır ve bu iz bırakmayı sağlayan ucun şekli, geometrisi ve uygulanan kuvvet teknikler arasında farklılık göstermektedir. İz oluşturmak amacıyla metal, tungsten karbid veya elmas gibi çeşitli malzemelerden faydalanılır. Bu uçlar çeşitli şekillerde (küre, konik, piramit veya iğne) bulunmaktadır. İncelenecek maddenin özelliklerine bağlı olarak test yöntemi belirlenmektedir (O'Brien, 2002).

Makro-sertlik testleri 2-30 kN arasında kuvvetler uygular, mikro-sertlik testleri $\geq 0,2$ mm girinti derinliği ile 2 N'den daha az kuvvetler uygularken, nano-sertlik testleri $< 0,2$ mm derinlikte girintiler oluşturmaktadır (Al-Johani, Haider, Satterthwaite, Borba ve Silikas, 2024).

Mikrosertlik testi, diş sert dokularının sertliğini, elastik özelliklerini ve kırılma dayanımını değerlendirmeye yarar. Knoop ve Vickers metotları diş hekimliği ile ilgili akademik araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Jainaen, Palamara ve Messer, 2009).

Vickers ve Knoop mikro-sertlik testlerinde yüke ve bekleme sürelerine bağlı olarak ölçümler kaydedilirken zorluklarla karşılaşılabilir. Oluşan izin ölçümü optik sistemin düşük çözünürlüğü, araştırmacının girinti algısı ve malzemenin elastikiyetini geri kazanımı ile sınırlıdır (Al-Johani ve diğerleri, 2024).

Makro sertlik testleri:

- a. Brinell sertlik testi
- b. Rockwell sertlik testi
- c. Shore sertlik testi
- d. Mohs sertlik testi
- e. Barcoll sertlik testi

Mikro sertlik testleri:

- a. Knoop sertlik testi
- b. Vicker's sertlik testi

Nano sertlik testleri (nano identasyon testleri)

Knoop sertlik testi

Knoop sertlik testi, köşegenleri genişliğinden yedi kat daha uzun olan ve uzun bir girinti oluşturan eşkenar dörtgen tabanlı piramidal bir elmas uçtan oluşmaktadır. Yükün uygulandığı yüzeyde eşkenar dörtgen şeklinde bir iz meydana gelmektedir. Sertlik değerlendirmesi yalnızca uzun köşegenin ölçümüne dayanmakta ve sonuçlar KHN (Knoop Sertlik Sayısı) olarak ifade edilmektedir. Knoop sertlik testi, farklı yükleme kuvvetleri uygulayarak geniş bir sertlik değeri aralığını ölçebilmekte ve bu nedenle minimum kalınlıktaki kırılğan malzemelerde kullanılabilir (Al-Johani ve diğerleri, 2024; O'Brien, 2002).

Vicker's sertlik testi

Vickers sertlik ölçme yönteminde kullanılan ucun tabanı kare ve tepe açısı 136 derece olan elmas piramit şeklindedir. İki köşegen arası ölçüm yapılmaktadır. Uygulama sırasında belirli bir süre (10-15 sn) belirli bir kuvvet (1-100 kg) uygulanmaktadır. Kuvvetin ortadan kaldırılmasıyla ölçülen materyalin yüzeyinde kare görünümünde bir iz meydana gelmektedir. Ölçümler test cihazına adapte edilmiş bir mikroskop aracılığı ile yapılmaktadır. Numunenin üst ve alt köşeleri ile sol ve sağ köşelerindeki ölçümler ayrı ayrı yapılmaktadır. Bu ölçümlerden elde edilen değerlerin ortalaması alınarak bir sonuç elde edilmektedir. Bu değer, Vickers sertlik değerini göstermektedir (Al-Johani ve diğerleri, 2024; Dinçkal Yanıkoğlu ve Sakarya, 2020; Gökgöz, Küden ve Yoldaş, 2023).

Vickers sertlik sayısı (VHN), kilogram (kg) cinsinden ölçülen test yükünün milimetre kare (mm^2) cinsinden temsil edilen iz alanına bölünmesiyle belirlenmektedir. İlgili formül $VHN = 1,854 \times (\text{kuvvet}) / (\text{taban köşegeni})^2$ olarak tanımlanmaktadır. Daha küçük bir iz alanı daha yüksek bir Vickers sertlik değerine işaret etmekte, bu da materyalin daha yüksek sertliğe sahip olduğu anlamına gelmektedir (Colombo, Poggio, Lasagna, Chiesa ve Scribante, 2019).

Bu işlemin elmas uç yardımıyla gerçekleştirilmesi elmasın özelliğine bağlı olarak sert materyal yüzeyleri için uygun ve dayanıklı uygulanma alanı sağlamaktadır. Elmas uç zaman içinde de dayanıklılığını korumaktadır. Bu test yöntemi dış dokularının yanı sıra kırılğan malzemelerin sertliğini değerlendirmek için de son derece uygundur. Elde edilen değerlerin güvenilirliği de tercih sebebi olmaktadır (Anusavice, 2003).

2.4 BAĞLANMA DAYANIM TESTLERİ

Bağlanma dayanım testleri makaslama, germe veya kırılmaya dayalı testlerdir. İlk olarak biyomekanik mühendisliğinde uygulanmaya başlanmıştır. Daha sonra domuz triküs pit kapakçıklarında, patellar eklem kıkırdağında, kortikal kemikte kolajen ve elastin liflerinin gerilme kuvvetinin değerlendirilmesinde kullanılmıştır (Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J. ve Yamagawa, J., 2010). Bu bağlanma dayanım testleri mineralize ve demineralize dentin gerilim kuvvetini ölçmek için Sano ve arkadaşları tarafından diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır (Sano, Ciucchi, Matthews ve Pashley, 1994). Böylece geleneksel makaslama ve germe yöntemlerine göre daha geniş kapsamlı çalışmalar gerçekleştirilmeye başlanmıştır. Bu çığır açan bir gelişme olmuştur. Oklüzal dentin, normal ve sklerotik servikal dentin, restore edilmiş MOD kavite restorasyonları, sınıf V restorasyonlar gibi durumlarda bağlanma dayanımı gücünün değerlendirilmesine olanak sağlanmıştır. Bununla birlikte, tüm dünyada farklı laboratuvarlar tarafından değişken yöntemler ve parametreler kullanılmış, bu da çalışmalar arasında karşılaştırılması zor olan bağlanma dayanımı verileriyle sonuçlanmıştır. Bağlanma dayanım testleri kullanılarak bölgesel bağ kuvvetlerini, kavite duvarlarına bağlanma dayanımını ve çok küçük yüzey alanlarını değerlendirmek mümkün olmuştur (Armstrong ve diğerleri, 2010).

a. Mikrogerilim (mikrotensile) bağlanma dayanımı testi

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testiyle ilgili ilk bilgiler 1994'te yayınlanmıştır. Çok yönlü bir bağlanma dayanımı testi olarak bilinmektedir. Hem morfolojik hem de spektroskopik inceleme olanağı sağlaması nedeniyle dentin adeziv sistemlerinin ayırt edilmesinde rol oynamaktadır. Geleneksel makro makaslama bağlanma dayanımı testine göre daha çok ayırt etme imkanını sunması avantajına sahiptir. Rezin esaslı restorasyon uygulamalarında çürük veya sklerotik dentine rezinin adezyonunun yanı sıra kavitenin farklı bölümlerinin bölgesel olarak bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesine imkan sunmaktadır. Aynı zamanda mikrogerilim uygulanan dişlerde kavite duvarlarının farklı bölümlerindeki rezin adezyonunun uzun dönemde stabilitesi de değerlendirilebilmektedir (Sano ve diğerleri, 1994).

Mikrogerilim testi, su soğutması altında ve yüksek devirde elmas diskler kullanılarak yaklaşık 1 mm² yüzey alanı ve ortalama 10-24 mm uzunlukta, kum saati ya da çubuk formda numuneler hazırlanarak uygulanmaktadır. Bu numunelerin %50'sini diş dokusu oluştururken, kalanını restoratif materyal meydana getirmektedir (Salz ve Bock, 2010) . Bu yöntemde elmas diskler ile ince kesitler oluşturulması gerektiğinden makro testlere kıyasla uygulanması daha güçtür. Ayrıca teknik olarak daha fazla hassasiyet gerektirmektedir. Numuneler siyanoakrilat yapıştırıcı ile düzeneğe sabitlenmektedir. Dentine bağlanma kuvveti 30-50'MPa'dır. Elmas diskler ile numune kesimi ince kesitler gerektirdiğinden mikro arayüzde kusurlar meydana gelebilmektedir. Bu ise stresi yoğunlaştırarak düşük bir bağlanma gücüne sebep olabilmektedir (Elmas, Göncü Başaran ve İzgi, 2021; R. Sakaguchi, Ferracane ve Powers, 2019).

Mikrogerilim testleri, makro testlerin yapamadığı çalışmalara olanak sağlamıştır. İn-vitro koşullarda küçük oranda test numunesinin kullanabilmesi, ara yüzeydeki bağlanma kuvvetlerinin ölçümünün iyi düzeyde yapılabilmesi, tek bir diş için ortalama ve standart sapmaların hesaplanabilmesi, düzensiz yüzeylerin test edilebilmesine olanak sağlaması, çok küçük alanların (1mm² yüzey alanı) test edilebilmesi ve bağlantıların SEM (scanning electron microscope) / TEM (transmission electron microscope) incelemelerini kolaylaştırması gibi avantajlara sahiptir. Ancak bu uygulamaların teknik bilgi, tecrübe ve iş yükü gerektirmesi gibi dezavantajları vardır. Mikrogerilim bağlanma dayanımı, makrogerilim bağlanma dayanımına göre 2-4 kat daha yüksektir. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi, kopma anındaki çekme kuvvetinin (Newton) bağlanılan ara yüzün enine kesit alanına (mm²) bölünmesiyle hesaplanır (N/mm²= MPa). Standart laboratuvar koşullarında, farklı laboratuvarlardan farklı restoratif materyal için gerilim bağlanma dayanımı sonuçlarının uyumlu olması beklenir. Bununla birlikte, tüm dünyada farklı laboratuvarlar tarafından değişken yöntemler ve parametreler kullanılmış, bu da çalışmalar arasında karşılaştırılması zor olan bağlanma dayanımı verileriyle sonuçlanmıştır (Armstrong ve diğerleri, 2010).

b. Makrogerilim (makrotensile) bağlanma dayanımı testi

Makrogerilim bağlanma dayanımı testinde uygulanan kuvvet diğer testlere kıyasla daha homojen yayılmaktadır. Bunu sağlamak amacıyla test cihazında diş yüzeyi ve materyal arasındaki konum önemlidir. Bağlanmış olan ara yüzün yükleme eksenine dik olarak açılması gereklidir. Hatalı hizalama sonucunda kuvvet dağılımı homojen olmaktan çıkarak numunelerde bükülmeye sebep olabilmektedir. Bu nedenle bu test yöntemi diğer testlere kıyasla daha yüksek seviyede teknik bilgi ve hassasiyet gerektirmektedir (Elmas ve diğerleri, 2021).

c. Push-out testi

Bağlanma dayanımı testlerinden biridir. Öncelikle daire formunda dentin üzerine delik açılmakta ve bu deliğe materyal uygulanmaktadır. Materyalin çapına oranı 0,85'ten küçük olan sivri bir uç yardımıyla materyale kuvvet uygulanmaktadır. Kopmanın olduğu noktadaki kuvvet ölçülmektedir (Elmas ve diğerleri, 2021).

d. Mikromakaslama (mikroshear) bağlanma dayanımı testi

Test prosedürü; diş dokusu ya da bir materyal üzerine örneklerin yerleştirilmesi ve bağlanma dayanımlarının ölçülmesi temeline dayanmaktadır. Bağlanma dayanımı ölçülen materyalin yüzey alanı çok küçüktür ($<1 \text{ mm}^2$). Ölçülecek materyal 0,5 mm yüksekliğinde ve 0,7 mm çapında silikon tüpler kullanılarak kompozit silindir üzerine yerleştirilmektedir. Tüpler yüzeye bağlanarak kompozitle doldurulması gerçekleştirilmektedir (Elmas ve diğerleri, 2021).

e. Makromakaslama (makroshear) bağlanma dayanımı testi

Makromakaslama bağlanma dayanımı testinde kırılma oluşana kadar materyale kesme kuvveti yüklenmektedir. Yükleme sırasında kırılma öncesi ölçülen değer materyalin en yüksek bağlanma dayanımını göstermektedir. Adeziv materyallerin bağlanma dayanımını ölçmede en çok uygulanan test metodudur (Zanatta, R., Lungova, M., Borges, A., Torres, C., Sydow, H.-G. ve Wiegand, A., 2017).

Bağlanma dayanımı ölçülecek olan materyal evrensel test makinasına yerleştirilmektedir. Makinanın kuvvet uygulayıcı bir kolu vardır. Çivi şeklinde uç, halka şeklinde tel veya düz

formda keski vasıtasıyla test makinasındaki materyal üzerine kuvvet uygulanmaktadır. Bıçak sırtı şeklindeki bir aparat kullanılarak diş yüzeyiyle olan bağlantı koparılmaktadır. ISO standardında işlem sırasında uygulanan kesici ucun hızı 0,45-1,05 mm/dk olacak şekilde ayarlanması gerektiği belirtilmektedir (Elmas ve diğerleri, 2021).

f. Bağlanma dayanımı testi esnasında oluşan başarısızlık tipleri

Bağlanma dayanımı testlerinde oluşan başarısızlık tipleri kopmanın şekline göre: adeziv, koheziv ve karışık (mixed) olarak gruplandırılmaktadır. Bu başarısızlıklar farklı materyaller arasında oluşuyorsa adeziv, aynı materyal içerisinde oluşmuş ise koheziv ya da her ikisinin de eş zamanlı olması halinde mixed olarak değerlendirilmektedir. Rezin materyal ile yapılan restorasyonlarda kopma olması rezinin penetrasyonunun zayıf olmasına bağlı olarak oluşmaktadır. Burada rezin ile adeziv ya da rezin ile dentin yüzeyi arasında bir ayrılma söz konusudur. Bu tip başarısızlık adeziv başarısızlık grubunda değerlendirilmektedir. Bunun aksine güçlü adeziv ajanların uygulandığı durumlardaki başarısızlık ise koheziv başarısızlık olarak nitelendirilmektedir (Elmas ve diğerleri, 2021).

2.5 MİKROSIZINTI TESPİT YÖNTEMLERİ

Mikrosızıntı; kavite duvarı ile dolgu materyali arasındaki boşluktan çeşitli moleküllerin, bakterilerin ve ağız sıvılarının geçişinin olması durumudur. Bu sızıntının engellenmesi büyük önem taşımaktadır. Mikrosızıntının gelişmesi durumunda plak birikimine bağlı olarak dental hassasiyet, sekonder çürük, diş eti / pulpa hastalıkları gibi sonuçlar gelişebilmektedir. Ağız sıvıları ya da bakterilerin dentin kanalları aracılığıyla pulpaya ulaşarak inflamasyon oluşturmalarının engellenmesi mikrosızıntıyla geçişin ortadan kalkması sayesinde olmaktadır. Dolgu materyalinde görülen polimerizasyon büzülmesinin derecesi mikrosızıntıyı önemli ölçüde etkileyen bir faktördür. Ayrıca dolgu materyali ve kavite duvarı arasındaki ısı genleşmesindeki farklılıklar, materyalin hidrofilik yapıda olması mikrosızıntı gelişmesi açısından risk teşkil eden faktörlerdendir (Erdemir ve Yaman, 2011).

Mikrosızıntının belirlenmesinde farklı teknikler kullanılmaktadır:

- a. Radyoaktif izotop yöntemi
- b. Kimyasal ajanların kullanılması

- c. Elektrokimyasal analiz
- d. Bakteriyel mikrosızıntı yöntemi
- e. Sıvı infiltrasyon yöntemi (hava basıncı)
- f. Nötron aktivasyon analizi
- g. Mikroskop analiz yöntemleri (taramalı elektron mikroskobu ile analiz ve konfokal lazer taramalı elektron mikroskobu ile analiz)
- h. Boya penetrasyon yöntemi

Bunlardan en sık kullanılanı boya penetrasyon yöntemidir (AlHabdan, 2017; Karadağ, 2005).

Boya Penetrasyon yöntemi

Boya penetrasyon yönteminde mikrosızıntıyı tespit etmek amacıyla kontrastlı solüsyonlar kullanılmaktadır (AlHabdan, 2017). Bu teknikte çekildikten sonra restorasyonu yapılan dişin apeksi kapatılmaktadır. Restorasyon bölgesinin haricinde kalan yüzeyler mum ya da cila ile kaplanmaktadır. Dişler solüsyonda bekletilmektedir. Boyaların solüsyon ya da partiküller içeren süspansiyon formlarında olmasına göre bekletme süreleri de değişkendir (Erdemir ve Yaman, 2011). Bu solüsyonlarla temas ettirilen numune örnekleri diş ile restorasyon arasında geçiş olup olmaması açısından mikroskop altında incelenmektedir. Geçiş var ise ilgili alan solüsyonun rengine boyanmaktadır. En sık tercih edilen solüsyonlar %0,5 bazik fuksin, %2 metilen mavisi ve %50 gümüş nitrattır. Bu yöntem diğer tekniklerle kıyaslandığında uygulaması daha pratiktir. Kullanılan solüsyonlar reaktif kimyasallar içermemektedir. Ayrıca farklı boya çözeltileri kullanılarak da uygulanabilmektedir (AlHabdan, 2017). Kavite duvarları ile restorasyon arasındaki boyanın penetrasyonunun belirlenmesinde sıklıkla basamaklı şekilde artan skalalar uygulanmaktadır (Erdemir ve Yaman, 2011). Bizim çalışmamızda da mikrosızıntının değerlendirilmesi amacıyla %0,5 bazik fuksin çözeltisi kullanılmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

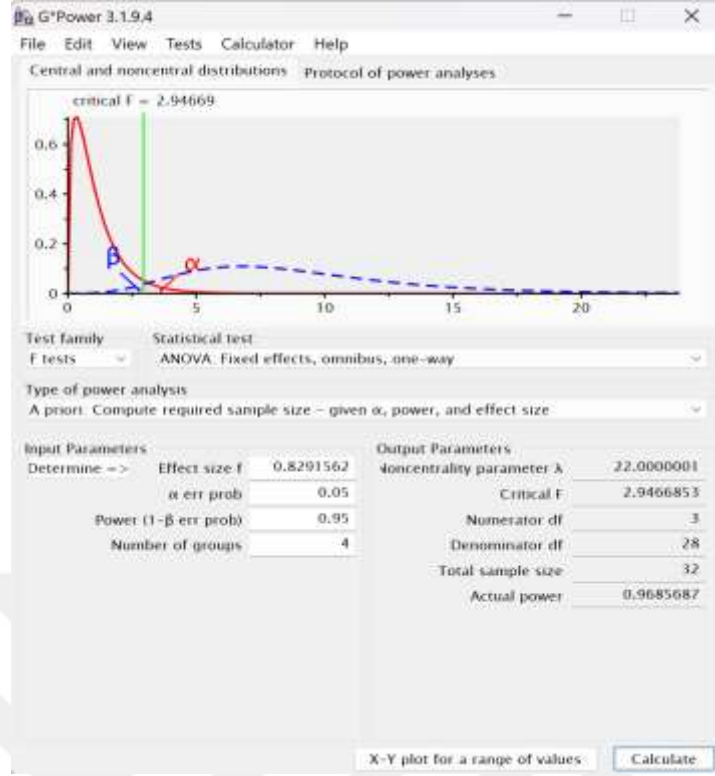
Bu çalışmada süt dişlerinde rezin esaslı dört farklı restoratif materyalin mikrosertlik, mikrosızıntı ve mikrogerilim test metodları kullanılarak karşılaştırmalı değerlendirilmesi planlanmıştır. Tasarlanan bu çalışmaya Altınbaş Üniversitesi Sağlık Bilimleri Bilimsel Araştırma Etik Kurul'u tarafından 13.06.2024 tarihli 2024/13 numaralı araştırma protokol koduyla etik kurul onayı alınarak başlanmıştır. Araştırmanın in vitro deneysel çalışmaları Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında yapılmıştır.

Bu tez çalışmasında kullanılan süt dişleri, Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı'na başvuran hastalardan temin edilmiştir. Toplanan süt dişlerinin "Süt dişlerinde kullanılan rezin esaslı restorasyon materyallerinin mekanik özelliklerinin incelenmesi" konulu tez çalışmasında kullanılmasına yönelik olarak, ilgili bireylerden aydınlatılmış onam formu alınmıştır.

3.1 ÖRNEKLEM BÜYÜKLÜĞÜNÜN BELİRLENMESİ

Çalışmada, süt dişlerinde kullanılan rezin esaslı restorasyon materyallerinin mekanik özellikleri incelenmiştir. Çalışmada dört farklı (Dyract XP Kompomer, Neo Spectra ST HV Universal Kompozit, Filtek One Bulk Fill, SDR Plus) rezin esaslı restorasyon materyali kullanılmıştır.

Mikrosızıntı ve mikrosertlik çalışmaları ile ilgili elde edilen veriler neticesinde hesaplanan etki büyüklüğü yaklaşık 0,83 hesaplanmıştır. 0.05 anlamlılık düzeyinde, 0.95 güç ile çalışmaya dört materyal için her gruba n=8 adet diş dahil edilmesi sonucunda mikrosızıntı testi için gereken toplam diş sayısı 32 şeklinde belirlenmiştir. Mikrosertlik çalışmasında dört farklı rezin esaslı restorasyon materyal kullanılacağı dikkate alındığında, her materyal grubu için 8 adet disk hazırlanmasına karar verilmiştir.



Şekil 3.1: Mikrosızıntı ve Mikrosertlik Testleri İçin Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesinde Kullanılan Güç Analizi.

Bu araştırmada mikrosızıntı ve mikrosertlik testleri için gerekli örneklem sayısının belirlenmesi amacıyla G*Power 3.1.9.4 yazılımı kullanılarak bir güç analizi uygulanmıştır (Şekil 3.1.). Kullanılan analiz türü, önceden belirlenmiş parametrelerle (a priori) örneklem büyüklüğünün hesaplanmasını esas almaktadır. Test yöntemi olarak ise tek yönlü varyans analizi (ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way) tercih edilmiştir.

Gerekli örneklem sayısının hesaplanmasında kullanılan temel parametreler şunlardır:

- Etki büyüklüğü (f): 0.829
- Anlamlılık düzeyi (α): 0.05
- İstatistiksel güç (1- β): 0.95
- Grup sayısı: 4

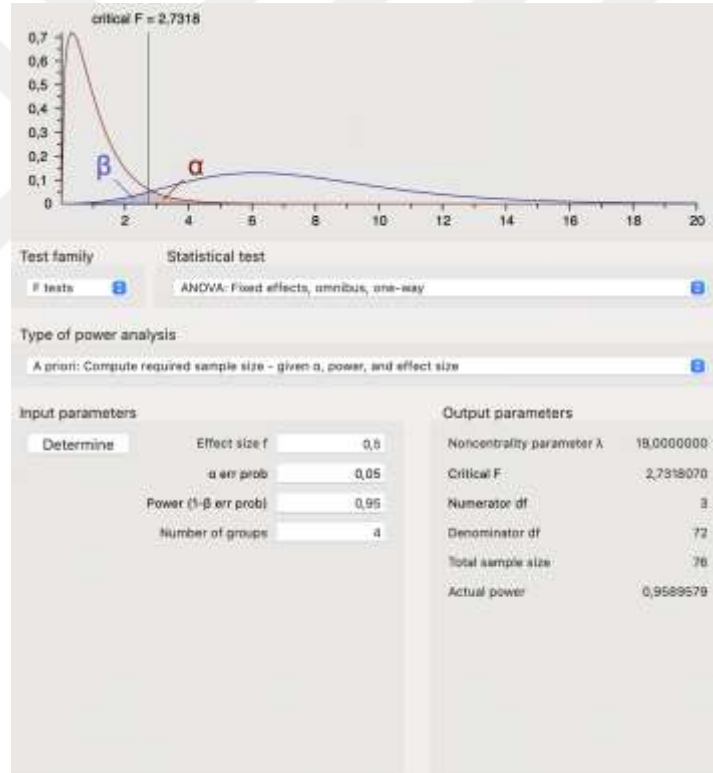
Bu değerler doğrultusunda elde edilen çıktılara göre:

- Toplam örneklem sayısı: 32

- b. Gruplar arası serbestlik derecesi: 3
- c. Gruplar içi serbestlik derecesi: 28
- d. Kritik F değeri: 2.9467
- e. Hesaplanan gerçek güç: 0.9686

olarak elde edilmiştir.

Mikrogerilim çalışması için dört farklı rezin esaslı restorasyon materyal kullanılacağı ve çubuklar elde edileceği dikkate alındığından örneklem büyüklüğü ayrıca belirlenmiştir. Her materyal grubu için 8'er diş yaklaşık her grup için $1 \times 1 \text{ mm}^2$ ölçülerinde standartlaştırılmış 20'şer toplam 80 çubuk elde edilmiştir.



Şekil 3.2: Mikrogerilim Testi İçin Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesinde Kullanılan Güç Analizi.

Mikrogerilim testi için gerekli örneklem büyüklüğünün belirlenmesi amacıyla istatistiksel güç analizi gerçekleştirilmiştir. Bu analiz, G*Power yazılımının 3.1.9.4 sürümü kullanılarak uygulanmıştır (Şekil 3.2.). Analiz türü olarak, çalışmaya başlamadan önce örneklem sayısını

hesaplamaya yönelik olan “a priori” güç analizi tercih edilmiştir. İstatistiksel test olarak tek yönlü varyans analizi (ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way) kullanılmıştır.

Analizde kullanılan temel parametreler şu şekildedir:

- a. Etki büyüklüğü (Effect size f): 0.50
- b. Anlamlılık düzeyi (α): 0.05
- c. İstatistiksel güç ($1-\beta$): 0.95
- d. Grup sayısı: 4

Bu değerlere göre yapılan hesaplamalar sonucunda:

- a. Toplam örneklem sayısı: 76
- b. Gruplar arası serbestlik derecesi (Numerator df): 3
- c. Gruplar içi serbestlik derecesi (Denominator df): 72
- d. Kritik F değeri: 2.7318
- e. Noncentrality parametresi (λ): 19.00
- f. Gerçekleşen istatistiksel güç: 0.9586

olarak elde edilmiştir.

3.2 MİKROSIZINTI VE MİKROGERİLİM TESTLERİ İÇİN DIŞ ÖRNEKLERİNİN SEÇİMİ VE HAZIRLIK SAFHASI

Bu tez kapsamında, herhangi bir çürük lezyonu bulunmayan, restorasyon içermeyen ve yapısal anomalisi olmayan çekilmiş süt 2. molar dişler dahil edilmiştir. Numune seçiminde periodontal sebeplerle, ortodontik amaçlı, köklerde fizyolojik rezorbsiyon bulunan dişler seçilmiştir. Dişlerde bulunan doku debrisleri, akan su altında manuel olarak periodontal kretuvar kullanılarak uzaklaştırılmıştır. Ardından dişler, pomza ve fırça yardımıyla ek olarak temizlenmiş, temizleme işlemlerinden sonra %0,5 kloramin-T (Merck KGaA 64271, Darmstadt, Almanya) solüsyonunda 1 hafta süreyle bekletilerek dezenfekte edilmiştir. Dezenfeksiyonun ardından dişler distile suya aktarılmış ve deney zamanına kadar distile

suda saklanmıştır. Distile su, haftada 1 kez değiştirilmiştir ve dişler en geç 6 ay içinde çalışmada kullanılmıştır.

3.3 ÇALIŞMADA KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLER

Araştırmamızda restoratif materyal olarak kompomer (Dyract XP Kompomer), universal kompozit (Neo Spectra), bulk-fill (Filtek One Bulk Fill), akışkan bulk-fill (SDR Plus) seçilmiştir (Tablo3.1).

3.3.1 Dyract Xp Kompomer

Araştırmamızda cam iyonomer esaslı materyallerin flor salımı ve kimyasal bağlanma kapasitesi ile kompozit rezinlerin estetik ve mekanik özelliklerini taşıyan A2-Dyract XP Kompomer (Dentsply, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.3.). Ağırlıkça %47, hacimce %50 partikül oranına sahip olan Dyract XP ışıkla polimerize olan bir restoratif materyaldir. Anterior ve posterior kavite restorasyonlarında kullanılabilmektedir (Dentsply Sirona, 2017).



Şekil 3.3: A2- Dyract XP Kompomer.

3.3.2 Neo Spectra ST HV

Araştırmamızda yüksek doldurucu içerikli (ağırlıkça %78-80, hacimce %60-62), nano-hibrit yapıda hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanılabilen, ışıkla polimerize olan,

SphereTEC™ teknolojisi sayesinde şekillendirme, kolay cilalanabilirlik ve mekanik dayanım açısından avantajlı hale getirilmiş A2-Neo Spectra (Dentsply, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.4.). SphereTEC®, kompozit materyalin mikroyapısal özelliklerini iyileştirmeyi hedefleyen kontrollü boyutlandırılmış ve morfolojik olarak optimize edilmiş küresel doldurucu partikülleri içeren bir teknolojidir. SphereTEC® doldurucular, kendilerine özgü morfolojileri sayesinde yeni kompozit materyallere çeşitli benzersiz özellikler kazandırmaktadır. En dikkat çekici özelliklerinden biri, Spectra ST ve Spectra ST Effects kompozitlerinde kesme gerilimi altında içsel sürtünmeyi azaltmalarıdır. Bu, SphereTEC® doldurucuların nispeten pürüzsüz ve içbükey yüzey yapısına sahip olması sayesinde parçacıkların kendi arasında kilitlemesi önlenmektedir. Bu yapı, materyalin kompül uçlarından kolay uygulanmasını ve el aletleriyle kolay şekillendirilmesini mümkün kılmaktadır. SphereTEC® doldurucuların aktif yüzey alanının düşük olması ($< 2 \text{ m}^2/\text{g}$) ve kendine özgü mikro yapısı sayesinde, kompozit içinde daha az rezine ihtiyaç duyulur ve bu da metal aletlere yapışmayı azaltmaktadır. Son olarak, in vitro bitim ve polisaj işlemlerinin Spectra ST kompozitlerinde yüksek parlaklık elde edilmesini sağladığını göstermektedir. Polisaj sırasında, SphereTEC® doldurucuların içinde gömülü olan submikron birincil doldurucular tabaka tabaka uzaklaştırılarak düzgün bir yüzey elde edilmektedir (Dentsply Sirona, 2018a).



Şekil 3.4: A2- Neo Spectra ST HV.

3.3.3 Filtek One Bulk Fill

Araştırmamızda posterior bölgelerde kullanılmak üzere nano teknolojiyle geliştirilmiş, yüksek viskoziteli, ışıkla polimerize olan bir bulk-fill kompozit rezin A2-Filtek One Bulk Fill(3M ESPE, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.5.). Tek seferde derin kavitelerde 5 mm'ye kadar uygulanabilme özelliği ve uygulama süresini azaltarak klinik açıdan verimliliğin artırılması hedeflenmiştir. Yüksek düzeyde doldurucu partikül içermesi sebebiyle çalışmamızda tercih edilmiştir (doldurucu oranı, ağırlıkça yaklaşık %76,5, hacimce %58,5). Artırılmış opasitesi sayesinde daha iyi estetik görünüm sağlaması avantajına sahiptir (3M Oral Care, 2016).



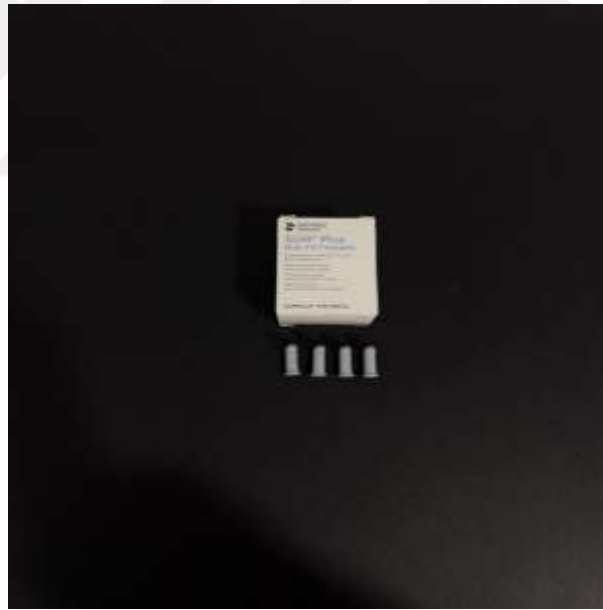
Şekil 3.5: A2- Filtek One Bulk Fill.

3.3.4 SDR Plus Bulk Fill

Araştırmamızda kullanılan A2-SDR® Plus (Dentsply,Almanya), düşük viskozitesine rağmen yüksek doldurucu içeriği olan (ağırlıkça %70,5 ve hacimce %47,4) ve bu sayede mekanik özellikleri iyileştirilmiş, ışıkla polimerize olan bulk-fill akışkan kompozit materyalidir (Şekil 3.6.). SDR Plus, florür salınımı sağlayan, ışıkla sertleşen, tek bileşenli ve radyopak özellikte bir kompozit materyaldir. Akışkan formda olmasına karşın, 4 mm'ye kadar katmanlar halinde uygulanabilir ve düşük polimerizasyon stresi oluşturur. Ayrıca, kendiliğinden yayılan viskozitesi sayesinde kavite duvarlarına etkin adaptasyon göstererek, boşluksuz bir yerleşim sağlar. Akıcılığının çok iyi olması ve bu sayede kendiliğinden

yayılma özelliği sebebiyle çalışmamızda tercih edilmiştir. SDR teknolojisi, üretilen dimetakrilat esaslı özel bir monomer yapısı ile düşük polimerizasyon büzülmesi ve stres sağlamaktadır. Bu materyaldeki yüksek moleküler ağırlıklı reçine yapısı (849 g/mol), geleneksel sistemlere göre daha düşük hacimsel büzülmeye (%3,5) ve buna bağlı olarak daha az polimerizasyon stresine neden olur. Ayrıca, monomer zinciri içerisine entegre edilen "polimerizasyon modülatörü" adlı kimyasal yapı, polimerizasyon sürecini kontrol altına alarak bu stresin azaltılmasına katkı sağlamaktadır. SDR, bu yapısal özellikleri sayesinde konvansiyonel metakrilat esaslı akışkan kompozitlere kıyasla yaklaşık %20 daha az hacimsel büzülme ve %80'e varan oranda daha düşük polimerizasyon stresi sunmaktadır.

2014 yılı itibarıyla, SDR materyalinin kullanım endikasyonları genişletilmiş ve süt dişlerinde gerçekleştirilen Sınıf I ve II posterior restorasyonlarda, ilave bir kaplama kompoziti uygulanmaksızın tek başına kullanılmasına olanak tanınmıştır (Dentsply Sirona, 2018b).



Şekil 3.6: A2- SDR Plus Bulk Fill.

Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyallerin Listesi.

Ürün Adı	Üretici Firma	İçerik	Parti No
Filtek One Bulk Fill	3M Espe Dental Products, ABD	AUDMA, AFM, UDMA ve 1,12 dodekan-DMA(DDDMA), farklı nanofil boyutlarda silika ve zirkonyum doldurucular, ytterbiyum triflorid	4871A2
Dyract XP Kompomer	Dentsply Sirona Almanya	UDMA, TEG-DMA, TCB rezin, TMPTMA, Dimetakrilat rezinler, Etil4 (dimetillamino) benzoat, BHT, Stronsiyumalumino-sodyum-florofosfor- silikat cam, Silikon dioksit, Stronsiyum florür, Katalizörler, Stabilizatörler, Pigmentler	2311000170
Neo Spectra ST HV	Dentsply Sirona Almanya	Metakrilat ile modifiye polisiloksan (organik olarak modifiye edilmiş seramik) dimetakrilat rezin,etil-4(dimetilamino)benzoat ve bis (4metil-fenil) iyodonyum hekzaflorofosfat, pre-polimerize edilmiş SphereTEC doldurucu (d3,50 $\approx$ 15 μ m), baryum cam ve iterbiyum florür	2306000655
SDR PLUS Bulk Fill	Dentsply Sirona, Almanya	Bairum-alumino-fluoroborosilikat cam, stronsiyum aluminofluoro-silikat cam, iterbiyum triflorür cam, silikon dioksit, modifiye üretan dimetakrilat rezin, polimerize edilebilir dimetakrilat rezin, polimerize edilebilir trimetakrilat rezin, trietilenglikol dimetakrilat, kamforkinon fotobaşlatıcı, fotohızlandırıcı, bütillenmiş hidroksil toluen, uv stabilizatör, titanyum dioksit	00135332
G-Premio BOND	GC, Tokyo, Japonya	4- MET, 10-MDP ve MDTP monomerleri, distile su, aseton, foto başlatıcılar	2405210

Tablo 3.2: Çalışmada Kullanılan Yardımcı Materyallerin Listesi.

Ürün Adı	Üretici Firma	İçerik	LOT No
SC Self Cure Akrilik +Likit	IMICRYL SC, Türkiye	Soğuk Tamir Akriliği 500gr toz 250ml Likit	Toz lot: C673 Likit lot: D341
Acurata Separe	Acurata	Kesici separe	4319102801
Pattex 2k Profesyonel Hızlı Yapıştırıcı*	Henkel, Türkiye	Etil siyanoakrilat esaslı ana yapıştırıcı ve amin aktivatör içeren çift komponentli sistem	Yapıştırıcı: 14724519 Aktivatör: 0971/209
Bazik Fuksin	Norateks Kimya San.Tic.Ltd.Şti., Türkiye	%0,5 oranında bazik fuksin içeren boyar madde solüsyonu	B101112292411
Distile Su	Polifarma, Türkiye	Steril, apirojen saf su	F31500024A
Polywax Sirkolant Mum	Bilkim Ltd.Co. İzmir, Türkiye	Üretici firma tarafından içerik bilgisi belirtilmemiştir.	5134

3.4 ÇALIŞMADA KULLANILAN CİHAZLAR

3.4.1 Polimerizasyon Cihazı

Araştırmamızda üretici firmaların talimatları doğrultusunda dört materyalde de polimerizasyonu sağlamak amacıyla 385-515 nm arasında yüksek şiddetli ışık üreten kablosuz Valo Grand LED ışık cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7: Valo Grand LED Polimerizasyon Cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, ABD).

3.4.2 Vickers Sertlik Cihazı

Çalışmamızda Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nda bulunan HMV-G Serisi Mikrosertlik Cihazı (Shimadzu, Japonya) kullanılarak numunelerimizin mikrosertlik değerleri ölçülmüştür (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8: HMV-G serisi Shimadzu Mikrosertlik Cihazı (Shimadzu, Japonya).

3.4.3 Termal Siklus Cihazı

Araştırmamızda deney materyallerimizi 5°C ($\pm 2^{\circ}\text{C}$) ve 55°C ($\pm 2^{\circ}\text{C}$) derece arasında sıcak soğuk döngüsü ile yaşlandırmak için Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nda bulunan MOD Dental Termal Siklus Cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9: MOD Dental Termal Siklus Cihazı (Ankara, Türkiye).

3.4.4 İnkübatör (Etüv) Cihazı

Araştırmamızda deney materyallerini belli bir ısı da saklamak ve ağız ısısının taklit edebilmek amacıyla 37°C 'de ($\pm 0.1^{\circ}\text{C}$) ayarlı Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nda bulunan EN 120 (NÜVE, Türkiye) etüv kullanılmıştır (Şekil 3.10).



Şekil 3.10: EN 120 Etüv (NÜVE, Türkiye).

3.4.5 Kesme Cihazı

Mikrogerilim ve mikrosızıntı testleri için hazırlanan diş örneklerinin kesim işlemleri, Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nda yer alan hassas kesim cihazı IsoMet High Speed hassas kesim cihazı (Buehler, USA) yardımıyla gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11: Isomet High Speed Hassas Kesim Cihazı (Buehler, USA).

3.4.6 Zımpara ve Parlatma Cihazı

Araştırmamızda diş ve materyal örneklerini zımparalama ve parlatma işlemleri (Phoenix Beta, Buehler, Almanya) cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.12.).



Şekil 3.12: Phoenix Beta Grinder /Polisher (Buehler, Almanya).

3.4.7 Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Test Cihazı

Araştırmamızda elde edilen kesitlerin kopma kuvveti ölçümleri ve bu kuvvetlere karşılık gelen Newton ve MPa değerlerinin saptanması için Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nda bulunan MOD Dental Mikrogerilim Test Cihazı (Esetron, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır.



Şekil 3.13: MOD Dental Mikrogerilim Test Cihazı (Esetron, Ankara, Türkiye).

3.4.8 Stereomikroskop

Araştırmamızda mikrosızıntı ve mikrogerilim testlerinde Nikon Instruments Europe BV tarafından üretilen Nikon SMZ745T (Nikon Instruments Europe BV, Hollanda) model stereomikroskop kullanılmıştır.



Şekil 3.14: Nikon SMZ745T (Nikon Instruments Europe BV, Hollanda).

3.5 ÇALIŞMADA KULLANILAN SOLÜSYONLAR

3.5.1 Distile Su

Hazırlanan materyallerin ve dişlerin uygun ortamda nemli bir şekilde kalabilmesi için distile su kullanılmıştır (Şekil 3.15.).



Şekil 3.15: Distile Su.

3.5.2 Bazık Fuksin

Mikrosızıntı için hazırlanan örnekler boyama işlemi için 24 saat bazık fuksin solüsyonu içerisinde bekletilmiştir. Bu amaçla %0,5'lik bazık fuksin (Norateks Kimya, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 3.16.).



Şekil 3.16: %0,5 Bazık Fuksin (Norateks Kimya, Türkiye).

3.5.3 Kloramin-T Solüsyonu

Bu çalışmada, mikrogerilim ve mikrosızıntı testlerinde kullanılacak diş örneklerinin kontaminasyondan arındırılması amacıyla %0,5 kloramin-T solüsyonu (Merck KGaA, 64271 Darmstadt, Almanya) kullanılmıştır. Kloramin-T; etkin antimikrobiyal özellikleri, düşük doku tahribatı riski ve geniş kullanım alanı nedeniyle dental araştırmalarda sıklıkla tercih edilen bir dezenfektandır. Literatürde, kloramin-T'nin hem yumuşak hem de sert doku yüzeylerinde biyolojik kalıntıları etkili biçimde uzaklaştırdığı, materyal özelliklerine zarar vermeden kısa süreli uygulamalarda güvenle kullanılabileceği bildirilmiştir (Gujjelwar, Dhamande, Kambala, Pathak ve Mangal, 2023; Liu, Y., Sakaguchi, N., Iijima, M., Islam, M. R. R., Zhang, J., Islam, R., Yamauti, M., Sano, H., & Tomokiyo, A., 2023; Mangal, Dhamande, Sathe, Patel ve Dahihandekar, 2022).

3.5.4 G-Premio Bond



Şekil 3.17: G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya).

Araştırmamızda adeziv ajan olarak 7.nesil sınıfında yer alan ışıkla sertleşen G-Premio Bond kullanılmıştır (Şekil 3.17.). Self-etch, total-etch ve selektif asitleme olmak üzere farklı uygulama prosedürleri ile uygulanabilen universal bir bond sistemidir. İçeriğinde bulunan 4-MET, MDP ve MDTP gibi fonksiyonel monomerler sayesinde hem mine hem de dentine kimyasal olarak bağlanabilmektedir. Bu durum, bağlanma dayanımını arttırmak açısından avantaj teşkil etmektedir. Ayrıca düşük pH değeri sayesinde smear tabakasını modifiye

ederek yüzeye nüfuz etmekte ve daha etkili bir adeziv yüzey oluşturmaktadır. Materyalin film kalınlığı oldukça düşüktür ve nano-doldurucu içermemesi sayesinde restoratif materyalle arasında homojen bir bağlanma yüzeyi oluşmasına katkı sağlamaktadır. Bu özellikleri ve tek şişede yer alması nedeniyle çalışmamızda kullanılan G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya), hem kullanım kolaylığı hem de bağlanma etkinliği açısından tercih sebebi olmuştur (GC Corporation, 2015).

3.6 TEST GRUPLARININ PLANLANMASI

Bu çalışmada yapılacak testler 3 grupta oluşturulmuştur:

- a. Mikrosertlik testi
- b. Mikrosızıntı testi
- c. Mikrogerilim testi

3.6.1 Mikrosertlik Deneyi

3.6.1.1 Mikrosertlik (vickers) testi için örneklerin hazırlanması

Neo Spectra ST HV- kompozit grubunun hazırlanması

Bu çalışmada, Neo Spectra ST HV-A2 (Dentsply Sirona, Almanya) kompozit materyali, üretici firmanın yönergelerine uygun şekilde, önceden hazırlanmış 5 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde teflon kalıplara yerleştirilmiştir (Şekil 3.18). Kalıbın altına cam plaka konarak materyalin yüzeye eşit dağılması sağlanmış ve olası hava kabarcıklarının oluşması önlenmiştir. Üst yüzey, şeffaf bant ve camla kapatılmış, ardından hafif parmak basıncı uygulanarak fazla materyalin dışarı çıkması sağlanmış ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmiştir. Polimerizasyon işlemi üst yüzeyden olacak şekilde, Valo Grand LED Polimerizasyon Cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ile 20 saniye süreyle gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.19). Oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu engellemek ve yüzey özelliklerini iyileştirmek amacıyla şeffaf bant yerleştirilerek çalışma gerçekleştirilmiştir (De La Cruz ve Águila, 2024).

Çalışma genelinde minimum örneklem gerekliliklerini sağlayacak şekilde her grupta 8 adet disk olmak üzere dört farklı materyal için toplam 32 adet örnek elde edilmiştir (Şekil 3.20).

Tüm örneklerin yüzeyleri, Phoenix Beta cihazı (Buehler, Almanya) kullanılarak sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit zımparalar ile cilalanmış ve böylece yüzey standardizasyonu sağlanmıştır. Hazırlanan örnekler, distile su içinde 37°C sıcaklıkta etüvde 24 saat bekletilerek oral ortam koşulları simüle edilmiştir. Bu sürenin sonunda başlangıç mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirilmiş, ardından örnekler MOD Dental Termal Siklus cihazında 10.000 döngüye tabi tutularak yaşlandırılmış ve ikinci Vickers mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır.

Dyract XP kompomer grubunun hazırlanması

Bu çalışmada, Dyract XP Kompomer-A2 (Dentsply Sirona, Almanya) kompozit materyali, üretici firmanın yönergelerine uygun şekilde, önceden hazırlanmış 5 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde teflon kalıplara yerleştirilmiştir (Şekil 3.18). Kalıbın altına cam plaka konarak materyalin yüzeye eşit dağılması sağlanmış ve olası hava kabarcıklarının oluşması önlenmiştir. Üst yüzey, şeffaf bant ve camla kapatılmış, ardından hafif parmak basıncı uygulanarak fazla materyalin dışarı çıkması sağlanmış ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmiştir. Polimerizasyon işlemi üst yüzeyden olacak şekilde, Valo Grand LED Polimerizasyon Cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ile 20 saniye süreyle gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.19). Oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu engellemek ve yüzey özelliklerini iyileştirmek amacıyla şeffaf bant yerleştirilerek çalışma gerçekleştirilmiştir (De La Cruz ve Águila, 2024).

Çalışma genelinde minimum örneklem gerekliliklerini sağlayacak şekilde her grupta 8 adet disk olmak üzere dört farklı materyal için toplam 32 adet örnek elde edilmiştir (Şekil 3.20). Tüm örneklerin yüzeyleri, Phoenix Beta cihazı (Buehler, Almanya) kullanılarak sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit zımparalar ile cilalanmış ve böylece yüzey standardizasyonu sağlanmıştır. Hazırlanan örnekler, distile su içinde 37°C sıcaklıkta etüvde 24 saat bekletilerek oral ortam koşulları simüle edilmiştir. Bu sürenin sonunda başlangıç mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirilmiş, ardından örnekler MOD Dental Termal Siklus cihazında 10.000 döngüye tabi tutularak yaşlandırılmış ve ikinci Vickers mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır.

SDR Plus akışkan bulk-fill grubunun hazırlanması

Bu çalışmada, SDR Plus-A2 (Dentsply Sirona, Almanya) akışkan bulk-fill materyali, üretici firmanın yönergelerine uygun şekilde, önceden hazırlanmış 5 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde teflon kalıplara yerleştirilmiştir (Şekil 3.18). Kalıbın altına cam plaka konarak materyalin yüzeye eşit dağılması sağlanmış ve olası hava kabarcıklarının oluşması önlenmiştir. Üst yüzey, şeffaf bant ve camla kapatılmış, ardından hafif parmak basıncı uygulanarak fazla materyalin dışarı çıkması sağlanmış ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmiştir. Polimerizasyon işlemi üst yüzeyden olacak şekilde, Valo Grand LED Polimerizasyon Cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ile 20 saniye süreyle gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.19). Oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu engellemek ve yüzey özelliklerini iyileştirmek amacıyla şeffaf bant yerleştirilerek çalışma gerçekleştirilmiştir (De La Cruz ve Águila, 2024).

Çalışma genelinde minimum örneklem gerekliliklerini sağlayacak şekilde her grupta 8 adet disk olmak üzere dört farklı materyal için toplam 32 adet örnek elde edilmiştir (Şekil 3.20). Tüm örneklerin yüzeyleri, Phoenix Beta cihazı (Buehler, Almanya) kullanılarak sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit zımparalar ile cilalanmış ve böylece yüzey standardizasyonu sağlanmıştır. Hazırlanan örnekler, distile su içinde 37°C sıcaklıkta etüvde 24 saat bekletilerek oral ortam koşulları simüle edilmiştir. Bu sürenin sonunda başlangıç mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirilmiş, ardından örnekler MOD Dental Termal Siklus cihazında 10.000 döngüye tabi tutularak yaşlandırılmış ve ikinci Vickers mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır.

Filtek One bulk-fill restoratif grubunun hazırlanması

Bu çalışmada, Filtek One Bulk Fill-A2 (3M Espe Dental Products, ABD) bulk-fill kompozit materyali, üretici firmanın yönergelerine uygun şekilde, önceden hazırlanmış 5 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde teflon kalıplara yerleştirilmiştir (Şekil 3.18). Kalıbın altına cam plaka konarak materyalin yüzeye eşit dağılması sağlanmış ve olası hava kabarcıklarının oluşması önlenmiştir. Üst yüzey, şeffaf bant ve camla kapatılmış, ardından hafif parmak basıncı uygulanarak fazla materyalin dışarı çıkması sağlanmış ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmiştir. Polimerizasyon işlemi üst yüzeyden olacak şekilde, Valo Grand LED Polimerizasyon Cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ile 20 saniye süreyle

gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.19). Oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu engellemek ve yüzey özelliklerini iyileştirmek amacıyla şeffaf bant yerleştirilerek çalışma gerçekleştirilmiştir (De La Cruz ve Águila, 2024).

Çalışma genelinde minimum örneklem gerekliliklerini sağlayacak şekilde her grupta 8 adet disk olmak üzere dört farklı materyal için toplam 32 adet örnek elde edilmiştir (Şekil 3.20). Tüm örneklerin yüzeyleri, Phoenix Beta cihazı (Buehler, Almanya) kullanılarak sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit zımparalar ile cilalanmış ve böylece yüzey standardizasyonu sağlanmıştır. Hazırlanan örnekler, distile su içinde 37°C sıcaklıkta etüvde 24 saat bekletilerek oral ortam koşulları simüle edilmiştir. Bu sürenin sonunda başlangıç mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirilmiş, ardından örnekler MOD Dental Termal Siklus cihazında 10.000 döngüye tabi tutularak yaşlandırılmış ve ikinci Vickers mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır.



Şekil 3.18: Mikrosertlik Ölçümleri İçin Kullanılan Restoratif Materyallerin Yerleştirildiği Disk Formundaki Teflon Kalıp.



Şekil 3.19: Mikrosertlik Ölçümleri İçin Kullanılan Restoratif Materyallerin Hazırlık Aşaması.



Şekil 3.20: Mikrosertlik Ölçümleri İçin Hazırlanan Restoratif Materyal Gruplarına Ait Disk Formundaki Örnekler.

3.6.1.2 Mikrosertlik ölçümleri

Hazırlanan 32 örneğin mikrosertlik ölçümleri, piramidal elmas uçlu bir mikrosertlik test cihazı (HVM-G Serisi, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Mikrosertlik ölçümünde, örneklerin yüzeyine dik şekilde yerleştirilen ve tepe açısı 136° olan elmas piramit uç (Vickers çentik ucu) ile her örneğe 100 gramlık bir yük 15 sn saniye boyunca uygulanarak dörtgen şeklinde izler oluşturulmuştur. Bu işlem sonrasında, x40 büyütme sağlayan objektif altında, oluşan çentiklerin köşegen uzunlukları cihazın x-y-z ekseninde hareket edebilen kolları kullanılarak manuel olarak ölçülmüştür. Bu ölçümler doğrultusunda cihaz, Vickers sertlik (HV) değerini otomatik olarak hesaplamıştır.

Her örnekte ölçümler, materyalin başlangıç, orta ve son bölgelerinden olmak üzere üç farklı noktadan alınmıştır. Bu noktalar kenarlardan en az 1 mm içeride olacak şekilde seçildi ve her biri arasında yaklaşık 1 mm mesafe bırakılmıştır. Her nokta için elde edilen sertlik değeri (kg/mm^2 cinsinden) kaydedilmiş ve bu üç ölçümün ortalaması o örneğin Vickers mikrosertlik değeri olarak kabul edilmiştir.

Aynı ölçüm süreci, örneklerle 10.000 termal döngü uygulandıktan sonra da tekrarlanmış ve elde edilen sertlik değerleri termal işlem öncesi ve sonrası olmak üzere karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

3.6.2 Mikrosızıntı Deneyi

3.6.2.1 Mikrosızıntı testi için dişlerin seçilmesi

Bu çalışmada, toplam 32 adet süt 2. molar diş kullanılarak dört farklı rezin bazlı restoratif materyal (Dyract XP Kompomer, Filtek One Bulk Fill, Neo Spectra ST HV ve SDR Plus) mikrosızıntı yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmaya dâhil edilecek dişler öncelikle incelenmiş; çürük, kırık, çatlak ya da daha önce yapılmış restorasyon içerenler çalışma dışı bırakılmıştır. Uygun bulunan dişlerin üzerindeki artık dokular kretuvar yardımıyla temizlenmiş, ardından tüm yüzeyler ponza ve polisaj lastiği ile arındırılmıştır.

Temizlenen dişler, %0,5 oranındaki kloramin-T solüsyonunda (Merck KGaA 64271, Darmstadt, Almanya) bir hafta süreyle bekletilerek dezenfekte edilmiştir. Dezenfeksiyonun

ardından örnekler distile suya aktarılmış ve deney zamanına kadar bu ortamda muhafaza edilmiştir (Şekil 3.21.). Distile su haftada bir kez yenilenmiş ve tüm örnekler en geç altı ay içerisinde çalışmada kullanılmıştır.



Şekil 3.21: Mikrosızıntı Deneyinde Kullanılacak Dişlerin Distile Suda Muhafaza Edilmesi.

3.6.2.2 Mikrosızıntı örneklerinin hazırlanması

Toplam 32 diş, rastgele seçim yöntemiyle randomize edilerek her biri 8 dişten oluşan dört farklı gruba ayrılmıştır. Dişlerin kök kısımlarının sabitlenmesi amacıyla, çapı 20 mm ve yüksekliği 15 mm olan silindirik metal kalıplar kullanılmıştır (Şekil 3.22).

Bu kalıpların içine, üretici talimatlarına uygun şekilde hazırlanmış soğuk akrilik materyal (IMICRYL, self-cure) dökülmüştür. Dişler, servikal bölgeleri akrilik yüzeyin dışında kalacak şekilde bu akrilik içerisine yerleştirilerek sabitlenmiştir (Şekil 3.23). Böylece hem standart bir yerleşim sağlanmış hem de ilerleyen test aşamaları için uygun bir örnek hazırlığı elde edilmiştir.



Şekil 3.22: Mikrosızıntı Deneyi İçin Dişlerin Sabitlenmesinde Kullanılan Metal Kalıplar.



Şekil 3.23: Mikrosızıntı Çalışmasında Kullanılan Materyaller ve Akrilik Bloklara Yerleştirilmiş Diş Örnekleri.

3.6.2.3 Mikrosızıntı örneklerine kavite açılması

Çalışmamızda hazırlanan dişlerin seçilen aksiyal yüzeylerine, hava ve su soğutması eşliğinde elmas frezler kullanılarak standart boyutlarda Sınıf II kaviteler açılmıştır. Her kavitenin mezio-distal genişliği 4 mm, okluzo-gingival yüksekliği 3 mm ve derinliği 2 mm olacak şekilde belirlenmiştir (Şekil 3.24). Bu ölçümler, dijital kumpas yardımıyla hassas şekilde yapılmış ve belirlenen sınırlar yüzey üzerine kalemle işaretlenmiştir. Kavite derinliği

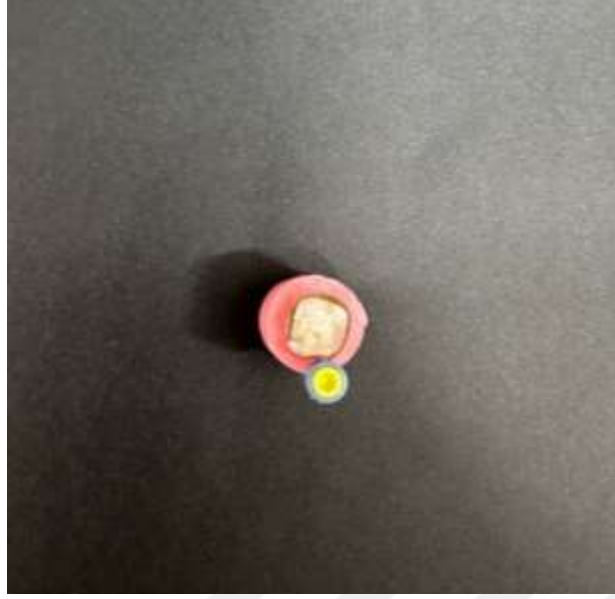
periodontal sond yardımıyla kontrol edilerek standardizasyon sağlanmış ve işaretlemelere uygun biçimde kavite preparasyonu gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.24: 4×3×2 mm Ebatlarında Kavite Hazırlanan Diş Örneği.

3.6.2.4 Mikrosızıntı örneklerine restoratif materyallerin uygulanması

Restorasyon işlemleri öncesinde restorasyonun kondenzasyonunu kolaylaştırmak amacıyla her dişe otomatriks yerleştirilmiş ve ardından adeziv ajan olarak GC G-Premio Bond kullanılmıştır (Şekil 3.25, 3.26). Üretici firmanın yönergelerine uygun şekilde hazırlanan dentin yüzeyine aplikatör yardımıyla 10 saniye süreyle bond ajanı uygulanmış, ardından solventin tamamen uzaklaştırılması için 5 saniye boyunca yoğun hava akımı uygulanarak yüzey kurutulmuştur. Uygulanan bonding ajanı, ışık kaynağı (Valo Grand LED, Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ile 10 saniye boyunca polimerize edilmiştir (Şekil 3.27).



Şekil 3.25: Mikrosızıntı Testi İçin Hazırlanan Diş Örneğine Otomatriks Sisteminin Uygulanması.



Şekil 3.26: Mikrosızıntı Testi İçin Hazırlanan Diş Örneğine G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya) Uygulanması.



Şekil 3.27: Mikrosızıntı Testi İçin Kavite Açılan Diş Örneğine Uygulanan G-Premio Bond'un Polimerizasyonu.

Bu işlemi takiben, çalışmada kullanılan dört farklı restoratif materyal (Dyract XP Kompomer, 10 Filtek One Bulk Fill, Neo Spectra ST HV ve SDR Plus) ilgili grup sırasına göre, üretici talimatlarına uygun biçimde kavitelere yerleştirilmiştir. Mikrosızıntı testinde kullanılmak üzere kavite açılan diş örneğine seçilen restoratif materyal uygulanmıştır (Şekil 3.28).



Şekil 3.28: Mikrosızıntı Testi İçin Kavite Açılan Diş Örneğine Restoratif Materyalin Uygulanması.

Kavite açılan diş örneğine restoratif materyal kondanse edilmiştir (şekil 3.29).



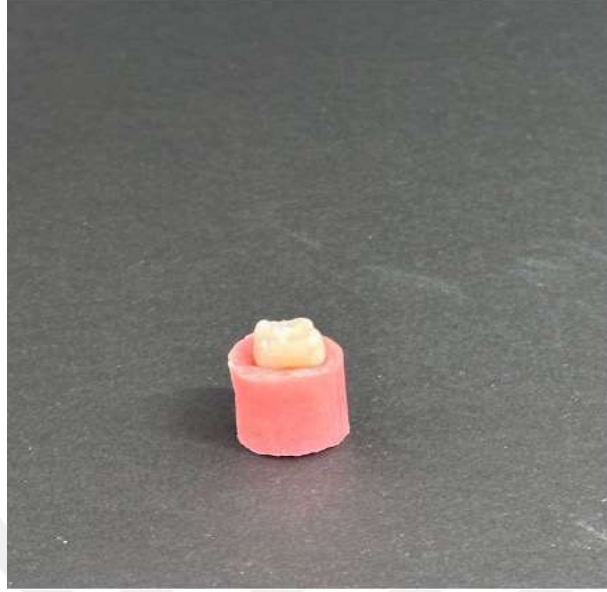
şekil 3.29: Mikrosızıntı Testi İçin Kavite Açılan Diş Örneğine Restoratif Materyalin Kondanse Edilmesi.

Restoratif işlemleri tamamlanan diş, polimerizasyon işleminde tabi tutulmuştur (şekil 3.30).



şekil 3.30: Mikrosızıntı Testi İçin Restoratif İşlemi Tamamlanan Dişin Polimerizasyonu.

Restoratif uygulaması tamamlanmış diş örneği elde edilmiştir (Şekil 3.31).



Şekil 3.31: Mikrosızıntı Testi İçin Restoratif İşlemi Tamamlanmış Diş Örneği.

Restorasyonlar tamamlandıktan sonra yüzeylerde gerekli düzenlemeler ve parlatma işlemleri yapılmıştır. Bu aşamada sarı kuşak elmas bitirme frezleri ile birlikte KERR OptiDisc (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) parlatma ve cilalama diskleri kullanılarak restorasyonların yüzey pürüzlülüğü giderilmiş ve cilalanması sağlanmıştır (Şekil 3.32). Bu cila diskleri seti polyester yüzeyine alüminyum oksit partikülleri kaplanmış bitirme ve cila diskleri (kaba, orta, ince, süper ince grenli) içermektedir.



Şekil 3.32: KERR Optidisc (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) Parlatma ve Cilalama Diskleri.

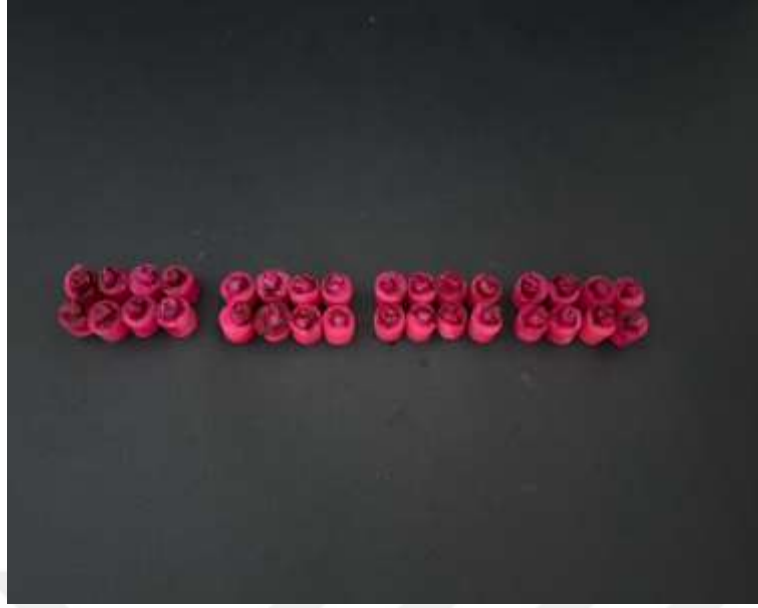
Tüm örnekler restorasyon işlemi tamamlandıktan sonra 37°C sıcaklıktaki etüv cihazında (EN 120, NÜVE, Türkiye) distile su içerisinde 24 saat bekletilmiştir. Ardından ağız içi çevresel koşulları taklit etmek amacıyla termal siklus işlemine tabi tutulmuştur. Bu işlem sırasında örnekler, 5°C ve 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) sıcaklıktaki su banyoları arasında, her bir banyo arasında 5 saniyelik geçiş süresi ve 30 saniyelik bekleme süresiyle toplamda 500 döngü olacak şekilde MOD Dental termal siklus cihazında (Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) işleme alınmıştır. Termal döngü işlemi tamamlanan örnekler, kuruma riskine karşı yeniden distile suya aktarılmıştır.

3.6.2.5 Mikrosızıntı örneklerinin %0,5 bazik fuksinde boyanması

Mikrosızıntı değerlendirmesi amacıyla boyar madde penetrasyon testi uygulanmış ve bu işlemde %0,5'lik bazik fuksin solüsyonu tercih edilmiştir. Örneklerin kök kısımları daha önce akrilik içerisine yerleştirilmiş olup, boyanma işlemi sırasında sadece belirlenen bölgelerin etkilenmesini sağlamak amacıyla, restorasyon kenarından yaklaşık 1 mm uzaklıkta olacak şekilde dişlerin kron bölgeleri iki kat tırnak cilası (Flormar 301) ile kapatılmıştır. Hazırlanan örnekler, çalışma gruplarına göre ayrılarak %0,5'lik bazik fuksin solüsyonu içerisine yerleştirilmiş ve 24 saat 37°C sıcaklıkta etüvde bekletilmiştir (Şekil 3.33, 3.34, 3.35).



Şekil 3.33: Mikrosızıntı Testi İçin Hazırlanan Diş Örneklerinin %0,5'lik Bazik Fuksin Solüsyonunda Bekletilmesi.



Şekil 3.34: Mikrosızıntı Testi Amacıyla Hazırlanan Diş Örneklerinin %0,5 Bazik Fuksin Solüsyonu ile Boyama Sonrası Görüntüsü.

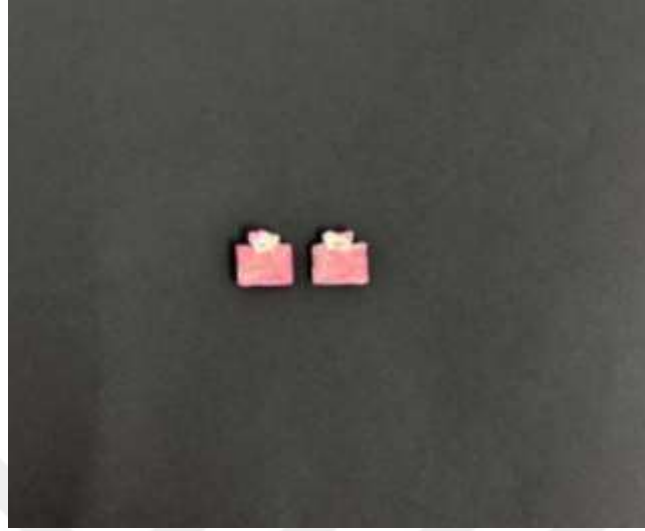


Şekil 3.35: Mikrosızıntı Testi İçin Kullanılan Restoratif Materyaller ve %0,5 Bazik Fuksin Solüsyonu ile Boyanmış Diş Örnekleri.

3.6.2.6 Mikrosızıntı örneklerinin meziodistal kesilmesi

Etüvde bekletme işlemi tamamlanan örnekler, yüzeyde kalan boyar madde artıklarının uzaklaştırılması amacıyla akan su altında durulanmıştır. Ardından, akrilik bloklar içerisindeki dişler kuru ortamda kesilmek üzere hazırlanmış ve her bir diş, Acurata marka

elmas separatör kullanılarak mezio-distal yönde kesilerek uygun kesitler elde edilmiştir (Şekil 3.36).



Şekil 3.36: Mikrosızıntı Testi İçin Hazırlanan Örneğin Mezio-Distal Yönde Kesilmesi.

3.6.2.7 Mikrosızıntı örneklerinin skorlanması

Kesitlerde diş ile restorasyon arasındaki boyar madde geçişi, gingival ve aksiyal bölgeler ayrı ayrı değerlendirilerek skorlanmıştır (Tablo 3.3). Boya penetrasyonunun değerlendirilmesi stereomikroskop (Nikon SMZ745T) kullanılarak x10 büyütme altında gerçekleştirilmiş ve sonuçlar istatistiksel olarak incelenmiştir.

Tablo 3.3: Mikrosızıntı Testi Örneklerinin Stereomikroskop Altında Değerlendirilmesi ve Skorlaması (Juloski, J., Carrabba, M., Aragonese, J. M., Forner, L., Vichi, A. ve Ferrari, M., 2013).

Skor	
0	Kavite duvarında sızıntı yok
1	Sızıntı mine-dentin birleşimini geçmez.
2	Mine-dentin birleşimini geçen sızıntı
3	Kavite tabanı (Oklüzal/Aksiyal) boyunca sızıntı
4	Dentin tübüllerine ulaşan sızıntı

3.6.3 Mikrogerilim Testi

3.6.3.1 Mikrogerilim testi için dişlerin seçilmesi

Bu çalışmada, toplam 32 adet süt 2. molar diş kullanılarak dört farklı rezin bazlı restoratif materyal (Dyract XP Kompomer, Filtek One Bulk Fill, Neo Spectra ST HV ve SDR Plus) mikrogerilim yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmaya dâhil edilecek dişler öncelikle incelenmiş; çürük, kırık, çatlak ya da daha önce yapılmış restorasyon içerenler çalışma dışı bırakılmıştır (Şekil 3.37). Uygun bulunan dişlerin üzerindeki artık dokular kretuvar yardımıyla temizlenmiş, ardından tüm yüzeyler ponza ve polisaj lastiği ile arındırılmıştır.

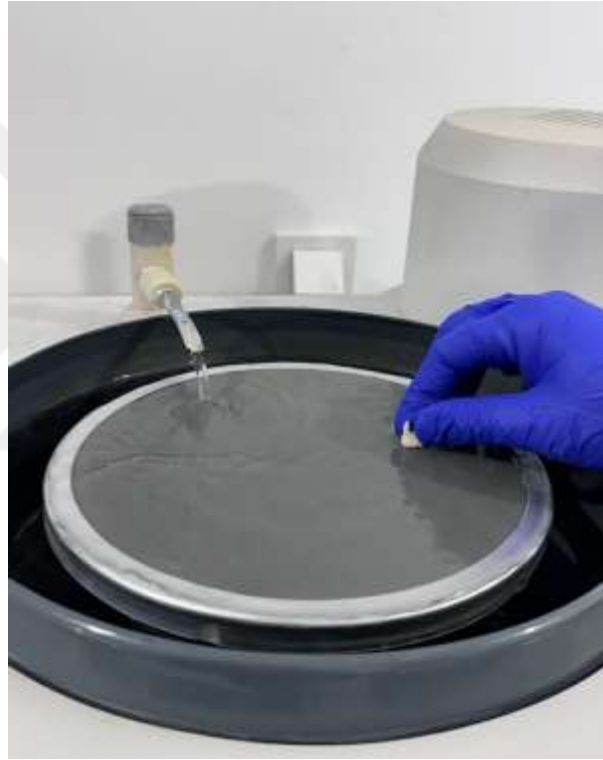
Temizlenen dişler, %0,5 oranındaki kloramin-T solüsyonunda (Merck KGaA 64271, Darmstadt, Almanya) bir hafta süreyle bekletilerek dezenfekte edilmiştir. Dezenfeksiyonun ardından örnekler distile suya aktarılmış ve deney zamanına kadar bu ortamda muhafaza edilmiştir. Distile su haftada bir kez yenilenmiş ve tüm örnekler en geç altı ay içerisinde çalışmada kullanılmıştır.



Şekil 3.37: Mikrogerilim Testi Amacıyla Seçilen Diş Örneklerine Ait Genel Görünüm.

3.6.3.2 Mikrogerilim testi için örneklerin hazırlanması

Dentin yüzeyinde mikrogerilim bağlanma dayanımını test etmek amacıyla yapılan güç analizine göre, her grup için 8 adet sağlam diş kullanılmıştır. Dişlerin oklüzal yüzeyleri, dentin tabakasını açığa çıkarmak için Phoenix Beta (Buehler, Almanya) marka zımpara cihazında, 320 grit kalınlıktaki zımpara ile 90 derece açılarla döndürülerek zımparalanmıştır (Şekil 3.38). Bu ilk aşamanın ardından, klinik uygulamaları taklit edebilmek amacıyla sırasıyla 400 grit ve 600 grit su destekli silikon karbür zımpara kâğıtları kullanılmış; böylece yüzeyde düzgün, cilalı bir smear tabakası elde edilmiştir.



Şekil 3.38: Mikrogerilim Testi İçin Kullanılan Diş Örneklerinin Zımpara Cihazı ile Yüzey Hazırlığı.



Şekil 3.39: Mikrogerilim Testi İçin Kök Kısımı Separatör ile Uzaklaştırılan Diş Örneği.

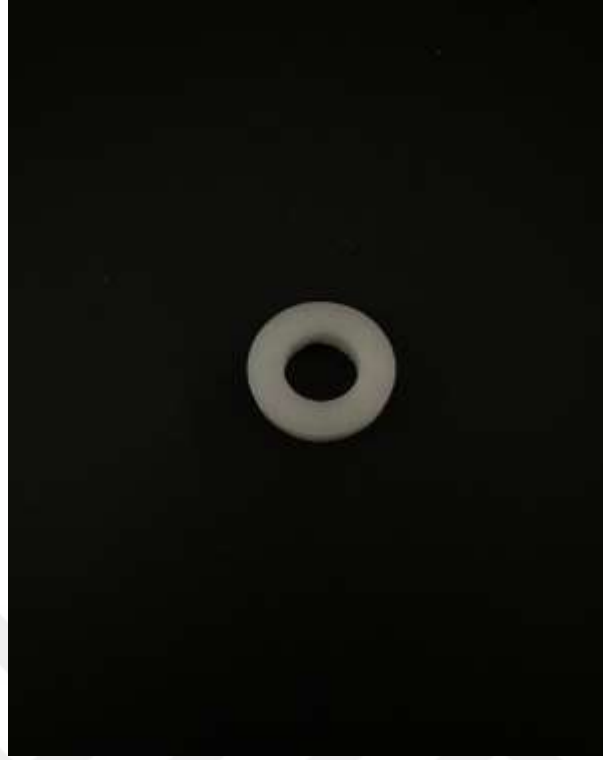
Dişlerin kök kısımları, mine-sement birleşiminden yaklaşık 2 mm apikal seviyeden itibaren Acurata D-94169 elmas separatörle kesilerek uzaklaştırılmıştır (Şekil 3.39). Ardından, kökün mine-sement sınırının yaklaşık 1 mm altına denk gelen bölümü 320 grit su zımparası ile yüzeye paralel olacak şekilde zımparalanmış ve bu sayede düz, orta tabaka dentin yüzeyleri hazırlanmıştır (Şekil 3.40).



Şekil 3.40: Mikrogerilim Testi Öncesinde Yüzeyi Zımparalanarak Hazırlanmış Diş Örneği.

3.6.3.3 Mikrogerilim örneklerine materyal uygulanması

Her gruptan elde edilen 8 adet diş, zımparalama işlemlerinin tamamlanmasının ardından restoratif materyalin standart ve kontrollü bir şekilde uygulanabilmesi amacıyla hazırlanmıştır. Bu işlemde, diş yüzeyine 8 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde teflon kalıplar yerleştirilmiştir (Şekil 3.41). Kalıp yerleştirildikten sonra, adeziv ajan olarak GC G-Premio Bond kullanılmış ve üretici firmanın yönergelerine uygun şekilde tek kullanımlık mikro fırçalar aracılığıyla dentin yüzeyine dikkatlice uygulanmıştır. Uygulamanın ardından, bonding ajanının yüzeye homojen bir şekilde yayılması amacıyla yaklaşık 5 saniye süreyle nazik hava üfleme yapılmış, daha sonra ise 10 saniye boyunca Valo Grand LED ışık cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.41: Mikrogerilim Testi İçin Restoratif Materyallerin Yerleştirilmesinde Kullanılan Teflon Kalıp.

Mikrogerilim örneklerine dyract xp kompomer ve neo spectra st hv kompozit uygulanması

Çalışmada kullanılan kompozit ve kompomer restoratif materyaller, üretici firma talimatlarına uygun olarak hazırlanmış, çapı 8 mm ve yüksekliği 3 mm olan teflon kalıplar içerisine, her biri 2 mm kalınlığında olacak şekilde tabakalar halinde yerleştirilmiştir. Daha önce adeziv uygulanmış diş yüzeyine bu materyaller dikkatlice adapte edilmiştir. Her bir tabaka, 1 mm mesafeden, 20 saniye Valo Grand LED Polimerizasyon Cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) kullanılarak polimerize edilmiştir (Şekil 3.42, 3.43, 3.44).



Şekil 3.42: Mikrogerilim Testi İçin Hazırlanan Diş Örneklerine Dyract XP Kompomer ve Neo Spectra ST HV Kompozit Uygulanması.



Şekil 3.43: Mikrogerilim Testi İçin Hazırlanan Diş Örneğine Teflon Kalıbın Uygulanması.



Şekil 3.44: Mikrogerilim Testi İçin Teflon Kalıp Kullanılarak Restoratif Materyal Uygulanmış Diş Örneği.

Mikrogerilim örneklerine sdr plus ve filtek one bulk fill uygulanması

Bulk-fill restoratif materyaller, üretici firma talimatlarına uygun olarak, çapı 8 mm ve yüksekliği 3 mm olan teflon kalıplar içerisine tek tabaka halinde uygulanmıştır. Ardından, 1 mm mesafeden Valo Grand LED Polimerizasyon Cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ile 20 saniye süreyle ışıkla polimerize edilmiştir (Şekil 3.45).



Şekil 3.45: Mikrogerilim Testi İçin Hazırlanan Diş Örneklerine SDR Plus ve Filtek One Bulk Fill Uygulanması.

3.6.3.4 Mikrogerilim örneklerinin etüvde bekletilmesi

Restorasyonu biten örnekler ağız ortamının takliti için distile su içinde 37 derecede EN 120 (NÜVE, Türkiye) marka etüv de bekletilmiştir.

3.6.3.5 Mikrogerilim diş örneklerinden 1 mm²'lik kesitler elde edilmesi

Etüvde distile su içerisinde 24 saat bekletilen örnekler, çıkarıldıktan sonra, hassas kesim cihazının L şeklindeki kesim aparatına Polywax marka sirkolant mum (Bilkim Ltd. Co., İzmir, Türkiye) yardımıyla sabitlenmiştir. Dişler, IsoMet High Speed hassas kesim cihazı (Buehler, USA) kullanılarak yaklaşık 1 mm² boyutlarında olacak şekilde kesilmiş ve her bir diştten ortalama 3 ya da 4 kesit elde edilmiştir (Şekil 3.46).



Şekil 3.46: Mikrogerilim Testi İçin Hazırlanan Diş Örneklerinden Elde Edilen Yaklaşık 1 mm² Boyutlarındaki Çubuk (Stick) Kesitler.

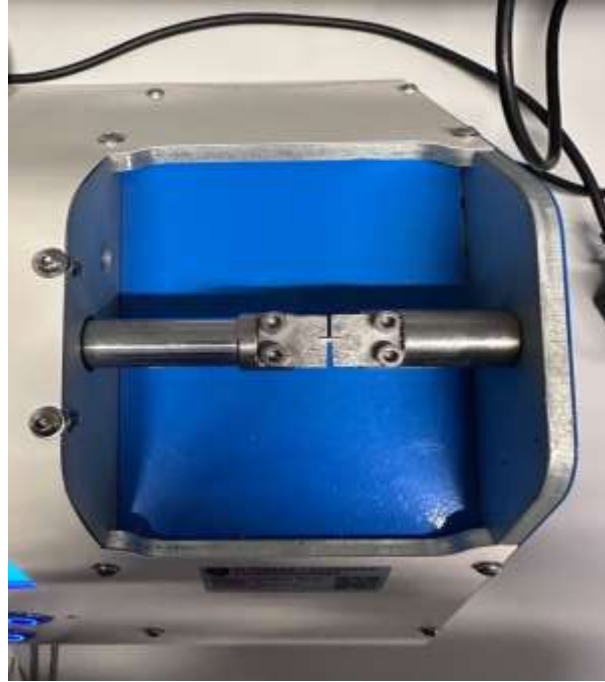
3.6.3.6 Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi

Hazırlanan örnekler, mikrogerilim testi için siyanoakrilat esaslı hızlı yapıştırıcı (Pattex, Henkel, Türkiye) kullanılarak test cihazına sabitlenmiştir. Gerilme testi, cihazın çekim hızı dakikada 1 mm (1 mm/dk) olacak şekilde ayarlanarak uygulanmıştır. Testten önce her çubuğun genişlik ve kalınlığı dijital kumpas (Mitutoyo, Japonya) ile ölçülmüş (Şekil 3.47) ve bu veriler, MOD Dental Mikrogerilim Test Cihazı (Esetron, Ankara, Türkiye) sistemine

girilmiştir. Böylece, uygulanan gerilme kuvveti (N), her örneğin kesit alanına (mm^2) bölünerek bağlanma dayanımı megapaskal (MPa) cinsinden otomatik olarak hesaplanmıştır (Şekil 3.48).



Şekil 3.47: Mikrogerilim Testi İçin Hazırlanan Çubuk Formundaki Örneklerin Dijital Kumpasla (Mitutoyo, Japonya) Boyutsal Ölçümü.



Şekil 3.48: Çubuk Formundaki Test Örneğinin Mikrogerilim Test Cihazına Yerleştirilmesi.

3.6.3.7 Bağlanma ara yüzündeki kopma çeşitlerinin incelenmesi

Mikrogerilim testlerinin tamamlanmasının ardından, dört deney grubuna ait toplam 80 örneğin kopma yüzeyleri, Nikon SMZ745T model stereomikroskop (Nikon Instruments, Europe BV) ile 20x büyütme altında incelenmiştir (Şekil 4.16, 4.17, 4.18, 4.19, 4.20, 4.21, 4.22, 4.23, 4.24, 4.25). Gerçekleştirilen morfolojik değerlendirmeler doğrultusunda, kopma yüzeyleri bağlanma tipi açısından aşağıdaki şekilde sınıflandırılmıştır:

Adeziv kopma, farklı materyaller arasında meydana gelir. Dentin ile rezin esaslı restoratif materyalin birbirinden ayrılması örnek olarak verilebilir.

Koheziv kopma, aynı materyalin kendi yapısı içinde gerçekleşen kopmadır. Bu durum, yalnızca dentin ya da yalnızca rezin içerisinde oluşabilir.

Miks kopma, adeziv ve koheziv kopma tiplerinin her ikisinin bir arada gözlemlendiği başarısızlık tipidir (Ateyah ve Akpata, 2000; Price ve Hall, 1999).

Her bir örneğe ait veriler ayrı ayrı kaydedilmiş, elde edilen skorlar gruplara göre sınıflandırılarak uygun istatistiksel yöntemler aracılığıyla analiz edilmiştir.

3.7 VERİLERİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanılmıştır. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirilmiştir. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (minimum, maksimum, ortalama, standart sapma, medyan, frekans) yanısıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanılmıştır. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Dunn's test kullanılmıştır. Normal dağılım gösteren parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında paired sample t testi, normal dağılım göstermeyen parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında ise Wilcoxon işaret testi kullanılmıştır. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Fisher Freeman Halton Exact Ki-kare testi kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1 MİKROSERTLİK BULGULARI

Tablo 4.1: Materyallerin Mikrosertlik Açısından Değerlendirilmesi.

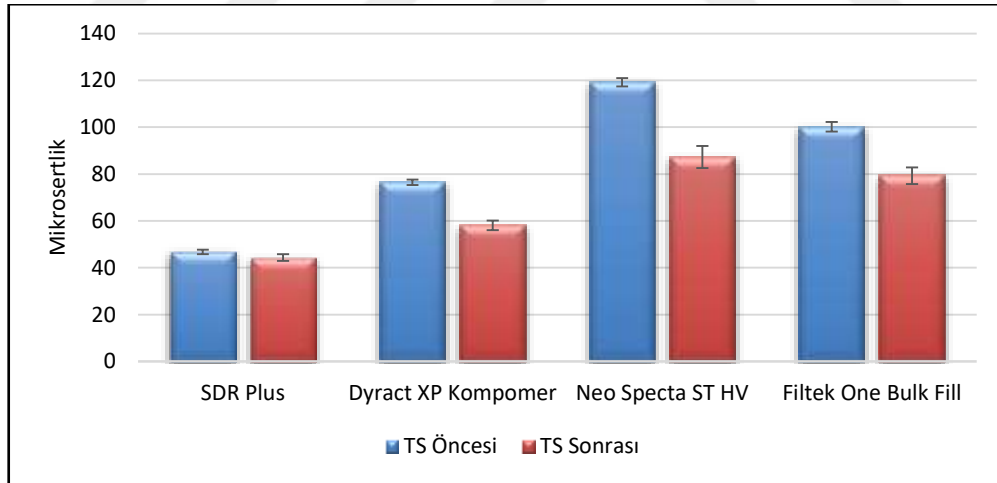
Sertlik	TS Öncesi		TS Sonrası		² p
	Min-Max	Ort±SS	Min-Max	Ort±SS	
SDR Plus	45.5-48.2	46.79±0.95 ^A	42.3-46.6	44.39±1.44 ^A	0.005*
Dyract XP Kompomer	75.3-78.8	76.45±1.14 ^B	55.9-61.7	58.09±2.09 ^B	0.001*
Neo Spectra ST HV	116.1-121	119.25±1.78 ^C	82.3-97.5	87.3±4.73 ^C	0.001*
Filtek One Bulk Fill	97.2-103.1	100.14±2.04 ^D	74.3-84.9	79.29±3.53 ^D	0.001*
¹ p		0.001*		0.001*	

¹Oneway ANOVA Test

²Paired Samples t test

*p<0.05

Farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı göstermektedir.



Şekil 4.1: Materyallerin Termal Siklus Öncesi ve Sonrası Mikrosertlik Değerlerinin Karşılaştırılması.

Materyaller arasında termal siklus öncesi mikrosertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; Neo Spectra ST HV grubunun yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalaması, SDR Plus ($p:0.001$), Dyract XP Kompomer ($p:0.001$) ve Filtek One Bulk Fill ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Filtek One Bulk Fill

grubunun yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalaması, SDR Plus (p:0.001) ve Dyract XP Kompomer (p:0.001) gruplarından anlamlı şekilde yüksek olduğu gösterilmiştir (p<0.05). Dyract XP Kompomer grubunun yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalaması, SDR Plus (p:0.001) grubundan anlamlı şekilde yüksek olduğu belirlenmiştir (p<0.05). Sonuç olarak, elde edilen istatistiksel bulgular doğrultusunda, termal siklus öncesi mikrosertlik ortalamalarının büyükten küçüğe doğru sıralaması; Neo Spectra ST HV, Filtek One Bulk Fill, Dyract XP Kompomer ve SDR Plus şeklinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermektedir.

Materyaller arasında termal siklus sonrası mikrosertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu belirlenmiştir (p:0.001; p<0.05). Anlamlılığın tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; Neo Spectra ST HV grubunun yaşlandırma sonrası mikrosertlik ortalaması, SDR Plus (p:0.001), Dyract XP Kompomer (p:0.001) ve Filtek One Bulk Fill (p:0.001) gruplarından anlamlı şekilde yüksek olduğu saptanmıştır (p<0.05). Filtek One Bulk Fill grubunun yaşlandırma sonrası mikrosertlik ortalaması, SDR Plus (p:0.001) ve Dyract XP Kompomer (p:0.001) gruplarından anlamlı şekilde yüksek olduğu belirlenmiştir (p<0.05). Dyract XP Kompomer grubunun yaşlandırma sonrası mikrosertlik ortalaması, SDR Plus (p:0.001) grubundan anlamlı şekilde yüksek olduğu tespit edilmiştir (p<0.05). Sonuç olarak, elde edilen istatistiksel veriler doğrultusunda, termal siklus sonrası mikrosertlik ortalamalarının büyükten küçüğe doğru sıralaması; Neo Spectra ST HV, Filtek One Bulk Fill, Dyract XP Kompomer ve SDR Plus şeklinde olup, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunduğu gösterilmiştir (p<0.05).

Elde edilen veriler ışığında, termal siklus öncesi ve sonrası mikrosertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunduğu belirlenmiştir (p<0.05). Her iki durumda da mikrosertlik ortalamalarının büyükten küçüğe doğru sıralaması benzerlik göstermiştir. Termal siklus öncesi sıralama; Neo Spectra ST HV, Filtek One Bulk Fill, Dyract XP Kompomer ve SDR Plus şeklindeyken; termal siklus sonrası sıralama da aynı şekilde Neo Spectra ST HV, Filtek One Bulk Fill, Dyract XP Kompomer ve SDR Plus şeklinde tespit edilmiştir. Bu bulgu, materyallerin termal siklus uygulaması sonrasında da benzer sertlik performans sıralamasını koruduğunu göstermektedir.

SDR Plus grubunda; termal siklus öncesine göre termal siklus sonrası mikrosertlik ortalamalarında görülen düşüşün istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir (p:0.005;

p<0.05). Benzer şekilde, Dyract XP Kompomer grubunda; termal siklus öncesine göre termal siklus sonrası mikrosertlik ortalamalarında görülen düşüşün istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu bulunmuştur (p:0.001; p<0.05). Neo Spectra ST HV grubunda yapılan ölçümler sonucunda termal siklus öncesine göre termal siklus sonrası mikrosertlik ortalamalarında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.001; p<0.05). Filtek One Bulk Fill grubunda; termal siklus öncesine göre termal siklus sonrası mikrosertlik ortalamalarında görülen düşüşün istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş olduğu ortaya konmuştur (p:0.001; p<0.05). Bu bulgular Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’de görsel olarak sunulmuştur.

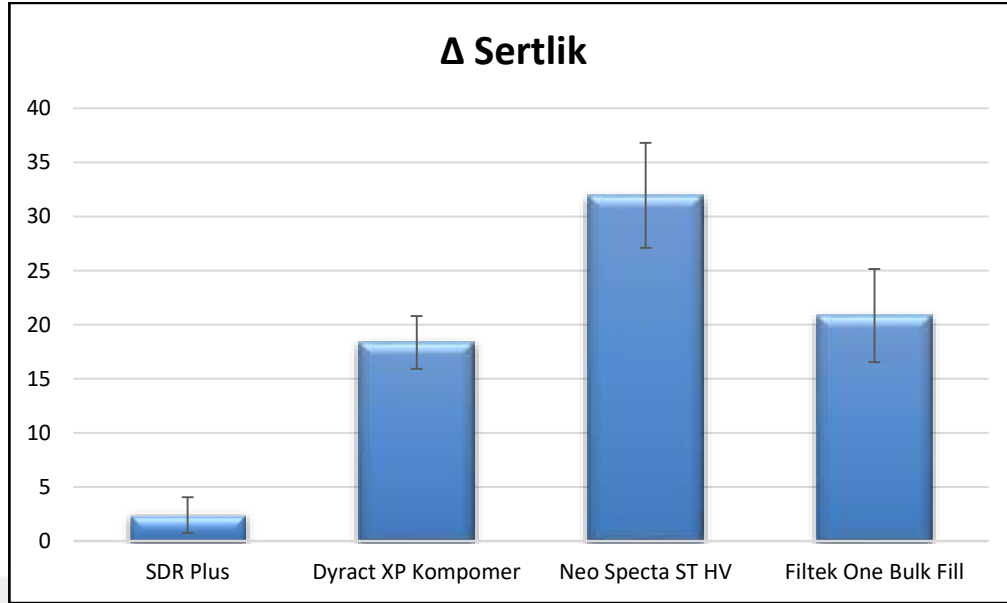
Termal siklus uygulaması sonrasında, çalışmada değerlendirilen tüm materyal gruplarında mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalmalar gözlemlenmiştir (p<0.05). Neo Spectra ST HV, Filtek One Bulk Fill, Dyract XP Kompomer ve SDR Plus gruplarının her biri için, yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalamalarının, yaşlandırma sonrası ölçümlere kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Yaşlandırma öncesi ve sonrası sıralamanın değişmeden korunmuş olması, materyallerin sertlik düzeyleri arasındaki yapısal farklılıkların termal siklus etkisi altında da sürdüğünü ortaya koymaktadır. Elde edilen veriler, termal stresin tüm materyaller üzerinde benzer bir etki yarattığını, ancak bu etkinin şiddetinin materyal türüne göre değişiklik gösterdiğini göstermektedir.

Tablo 4.2: Materyallerin Mikrosertlik Değişim Miktarları Açısından Değerlendirilmesi.

	Δ Sertlik	
	Min-Max	Ort $\pm$ SS
SDR Plus	0.2-4.7	2.40 $\pm$ 1.66 ^A
Dyract XP Kompomer	14.1-22.4	18.36 $\pm$ 2.44 ^B
Neo Spectra ST HV	21.8-38.1	31.95 $\pm$ 4.85 ^C
Filtek One Bulk Fill	15-27.3	20.85 $\pm$ 4.30 ^B
¹ p		0.001*

Oneway ANOVA Test *p<0.05

Farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı göstermektedir.



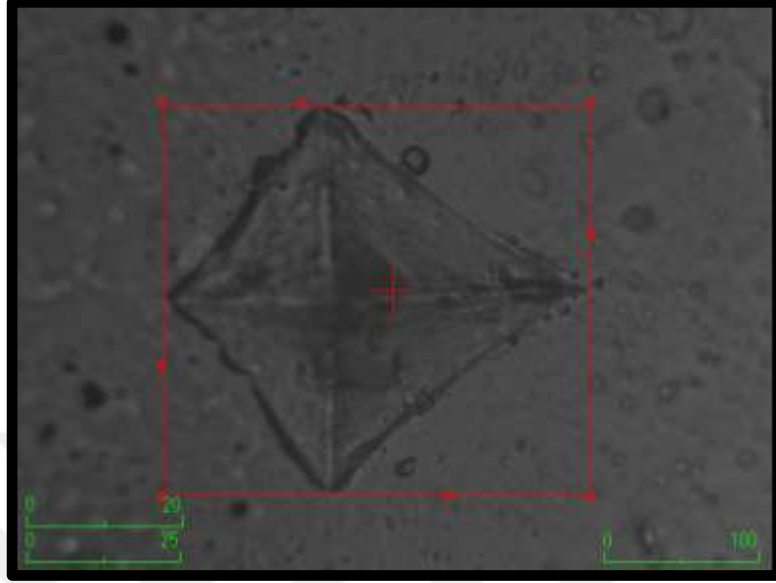
Şekil 4.2: Termal Siklus Sonrası Mikrosertlik Değişim Miktarlarının (Δ Sertlik) Materyallere Göre Karşılaştırılması.

Elde edilen istatistiksel bulgular doğrultusunda, materyaller arasında termal siklus öncesine göre sonrasında mikrosertlik ortalamalarında görülen düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu belirlenmiştir ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; Neo Spectra ST HV grubunun mikrosertlik düşüş miktarı ortalaması, SDR Plus ($p:0.001$), Dyract XP Kompomer ($p:0.001$) ve Filtek One Bulk Fill ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.05$). SDR Plus grubunun mikrosertlik düşüş miktarı ortalamasının, Dyract XP Kompomer ($p:0.001$), Neo Spectra ST HV ($p:0.001$) ve Filtek One Bulk Fill ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde düşük olduğu ortaya konmuştur ($p<0.05$). Dyract XP Kompomer ve Filtek One Bulk Fill grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığı belirlenmiştir ($p>0.05$). Özetle, termal siklus sonrası en fazla mikrosertlik kaybı Neo Spectra ST HV grubunda, en az kayıp ise SDR Plus grubunda gözlenmiş; Dyract XP Kompomer ile Filtek One Bulk Fill grupları arasında ise sertlik düşüşü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu bulgular Tablo 4.2 ve Şekil 4.2’de gösterilmiştir.

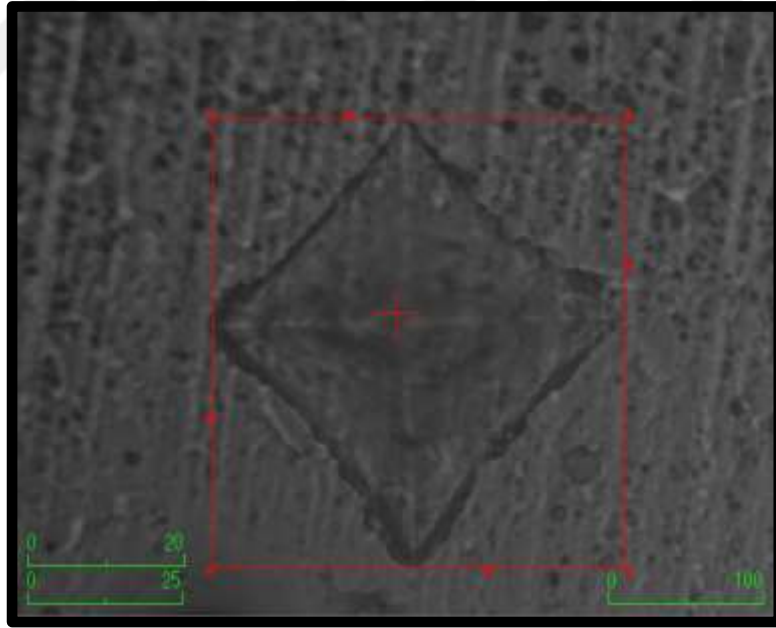
4.1.1 Mikrosertlik Testine Ait Stereomikroskopik Görüntüler

Mikrosertlik testi sonrasında materyal yüzeylerinde gözlemlenen morfolojik özelliklere ait temsilci stereomikroskopik görüntüler aşağıda sunulmuştur.

Şekil 4.3 ve 4.4’te, SDR Plus materyalinin termal döngü uygulanmadan önce ve uygulama sonrasında stereomikroskop altında elde edilen yüzey görüntüleri sunulmuştur.

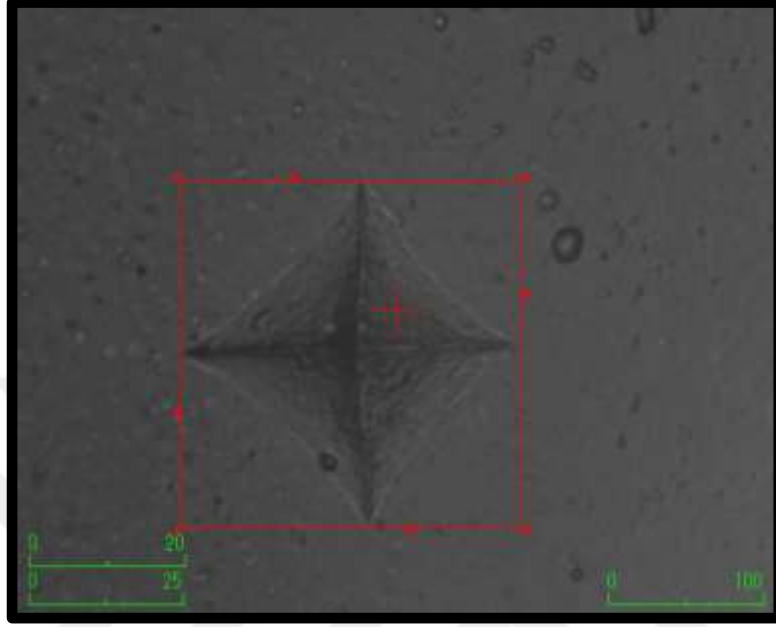


Şekil 4.3: SDR Plus Materyalinin Termal Döngü Uygulanmadan Önce Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.

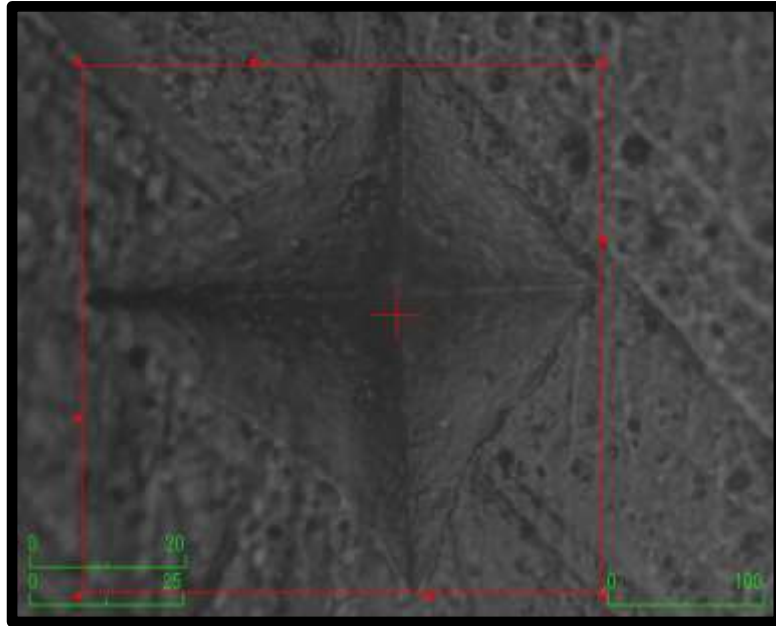


Şekil 4.4: SDR Plus Materyalinin Termal Döngü Uygulandıktan Sonraki Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.

Şekil 4.5 ve 4.6’da, Dyract XP kompomer materyalinin termal döngü uygulanmadan önce ve uygulama sonrasında stereomikroskop altında elde edilen yüzey görüntüleri gösterilmektedir.

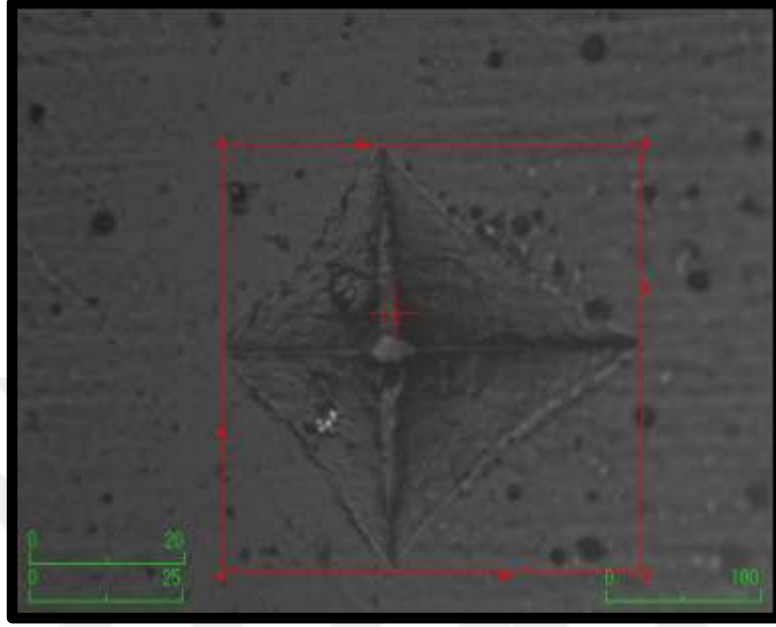


Şekil 4.5: Dyract XP Kompomer Materyalinin Termal Döngü Uygulanmadan Önce Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.

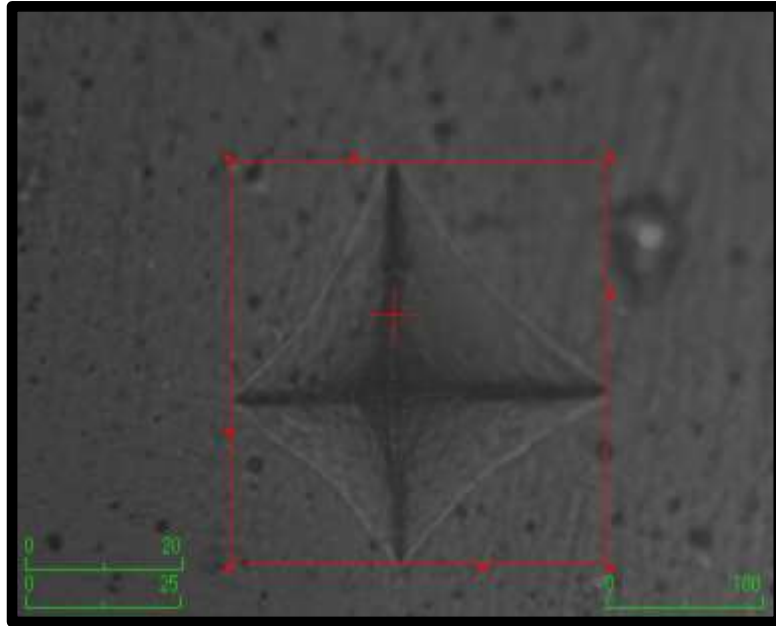


Şekil 4.6: Dyract XP Kompomer Materyalinin Termal Döngü Uygulandıktan Sonraki Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.

Şekil 4.7 ve şekil 4.8’de, Neo Spectra ST HV kompozit materyalinin termal döngü uygulanmadan önce ve uygulama sonrasında stereomikroskop altında elde edilen yüzey görüntüleri gösterilmektedir.

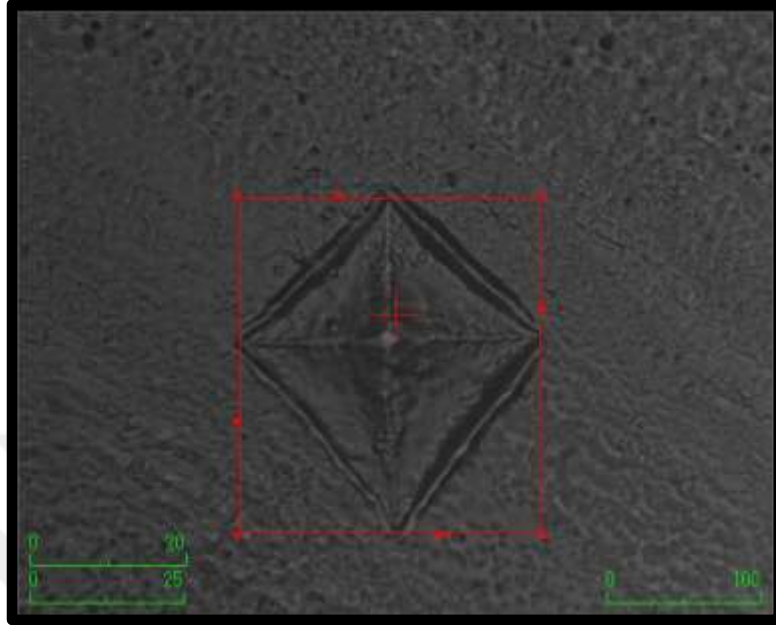


Şekil 4.7: Neo Spectra ST HV Kompozit Materyalinin Termal Döngü Uygulanmadan Önce Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.

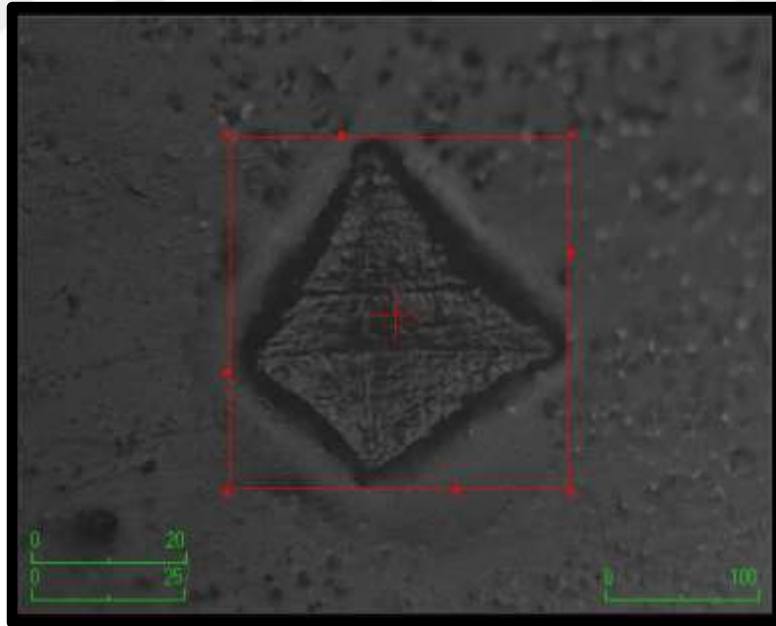


Şekil 4.8: Neo Spectra ST HV Kompozit Materyalinin Termal Döngü Uygulandıktan Sonraki Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.

Şekil 4.9 ve şekil 4.10’da, Filtek One Bulk Fill materyalinin termal döngü uygulanmadan önce ve sonrasında stereomikroskop altında kaydedilen yüzey görüntüleri verilmektedir.



Şekil 4.9: Filtek One Bulk Fill Materyalinin Termal Döngü Uygulanmadan Önce Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.



Şekil 4.10: Filtek One Bulk Fill Materyalinin Termal Döngü Uygulandıktan Sonraki Stereomikroskop Altında Elde Edilen Yüzey Görüntüsü.

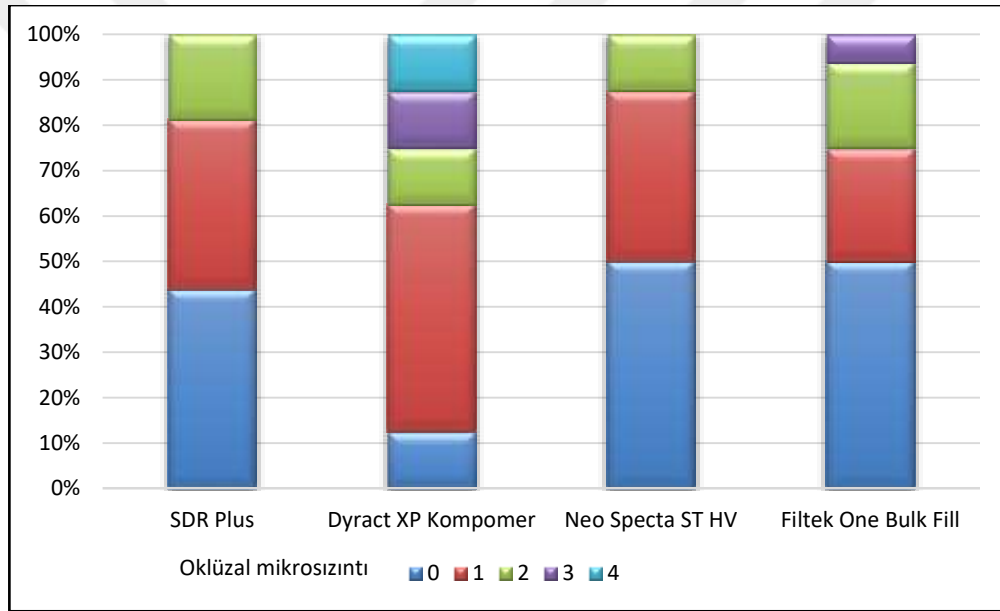
4.2 MİKROSIZINTI BULGULARI

Tablo 4.3: Materyallerin Oklüzal ve Gingival Mikrosızıntı Skor Dağılımları

		SDR Plus	Dyract XP Kompomer	Neo Spectra ST HV	Filtek One Bulk Fill	
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	p
Oklüzal	0	7 (%43.8)	2 (%12.5)	8 (%50)	8 (%50)	0.271
	1	6 (%37.5)	8 (%50)	6 (%37.5)	4 (%25)	
	2	3 (%18.7)	2 (%12.5)	2 (%12.5)	3 (%18.7)	
	3	0 (%0)	2 (%12.5)	0 (%0)	1 (%6.3)	
	4	0 (%0)	2 (%12.5)	0 (%0)	0 (%0)	
Gingival	0	14 (%87.5)	2 (%12.5)	6 (%37.5)	12 (%75)	0.001*
	1	2 (%12.5)	2 (%12.5)	4 (%25)	1 (%6.3)	
	2	0 (%0)	3 (%18.7)	4 (%25)	3 (%18.7)	
	3	0 (%0)	3 (%18.7)	2 (%12.5)	0 (%0)	
	4	0 (%0)	6 (%37.5)	0 (%0)	0 (%0)	
Fisher Freeman Halton Exact Test				*p<0.05		

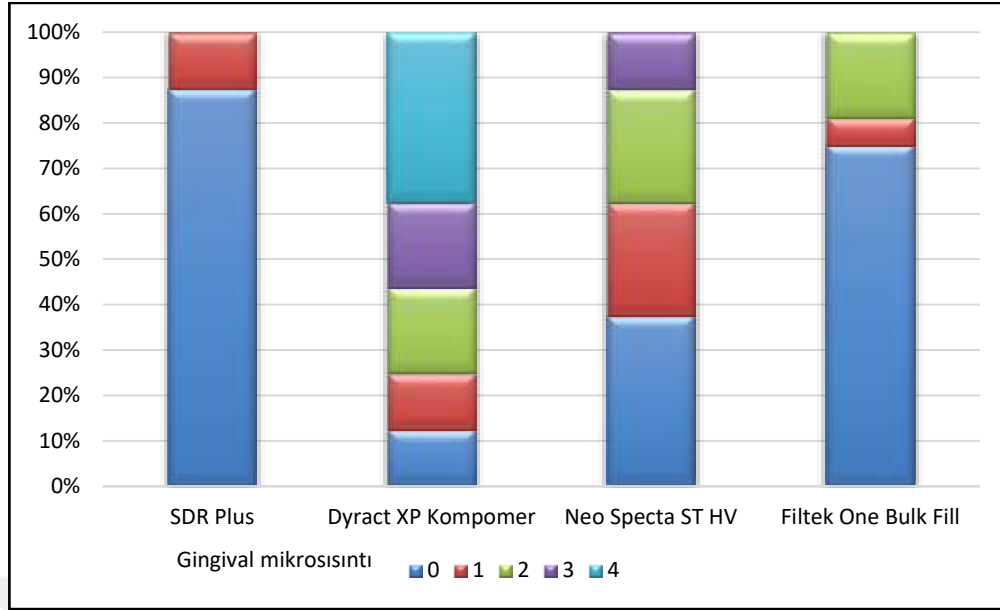
SDR Plus grubunun %43,8’inde oklüzal mikrosızıntı gözlenmezken, %37,5’inde Skor 1, %18,7’sinde ise Skor 2 tespit edilmiştir. Skor 3 ve 4 değerlerine ise bu grupta rastlanmamıştır. Dyract XP Kompomer grubuna ait oklüzal mikrosızıntı verilerine göre, örneklerin %12,5’inde Skor 0, %50’sinde Skor 1, %12,5’inde Skor 2, %12,5’inde Skor 3 ve %12,5’inde Skor 4 düzeyinde sızıntı belirlenmiştir. Neo Spectra ST HV grubunda yapılan oklüzal mikrosızıntı analizinde, örneklerin %50’sinde hiç sızıntı izlenmezken, %37,5’inde Skor 1 ve %12,5’inde Skor 2 düzeyinde sızıntı kaydedilmiştir. Filtek One Bulk Fill grubunda oklüzal mikrosızıntıya ilişkin yapılan incelemede, örneklerin %50’sinde hiç sızıntı tespit edilmezken, %25’inde Skor 1, %18,7’sinde Skor 2 ve %6,3’ünde Skor 3 düzeyinde sızıntı gözlenmiştir.

SDR Plus grubuna ait gingival mikrosızıntı değerlendirmesinde, örneklerin %87,5'inde hiç sızıntı görülmezken, %12,5'inde ise Skor 1 seviyesinde sızıntı saptanmıştır. Dyract XP Kompomer grubundaki gingival mikrosızıntıların %12,5'inde skor 0, %12,5'inde Skor 1, %18,7'sinde Skor 2, %18,7'sinde Skor 3 ve %37,5'inde Skor 4 olduğu belirlenmiştir. Neo Spectra ST HV grubunda yapılan gingival mikrosızıntı analizinde, örneklerin %37,5'inde herhangi bir sızıntıya rastlanmazken, %25'inde Skor 1, %25'inde Skor 2 ve %12,5'inde Skor 3 seviyesinde sızıntı tespit edilmiştir. Filtek One Bulk Fill grubunda yapılan gingival mikrosızıntı değerlendirmesinde, olguların %75'inde sızıntı izlenmezken, %6,3'ünde Skor 1 ve %18,7'sinde Skor 2 düzeyinde sızıntı kaydedilmiştir. İlgili bulgular Tablo 4.3'te sunulmuştur.



Şekil 4.11: Farklı Restoratif Materyal Gruplarına Ait Oklüzal Mikrosızıntı Skorlarının Yüzdelik Dağılımı.

Yapılan analizler sonucunda, materyal grupları arasında oklüzal mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farkın bulunmadığı belirlenmiştir ($p>0.05$). Bu bulguya ilişkin görsel dağılım Şekil 4.11'de sunulmuştur.



Şekil 4.12: Farklı Restoratif Materyal Gruplarına Ait Gingival Mikrosızıntı Skorlarının Yüzdelik Dağılımı.

Materyal grupları arasında gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların bulunduğu tespit edilmiştir ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; Dyract XP Kompomer grubunda gözlemlenen gingival mikrosızıntı düzeylerinin 3 ve 4 olma oranlarının, SDR Plus ($p:0.001$) ve Filtek One Bulk Fill ($p:0.001$) gruplarına kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Diğer materyal grupları arasında ise gingival mikrosızıntı düzeyleri bakımından anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Şekil 4.12).

Tablo 4.4: Materyallerin Oklüzal ve Gingival Mikrosızıntı Düzeyleri Açısından Değerlendirilmesi.

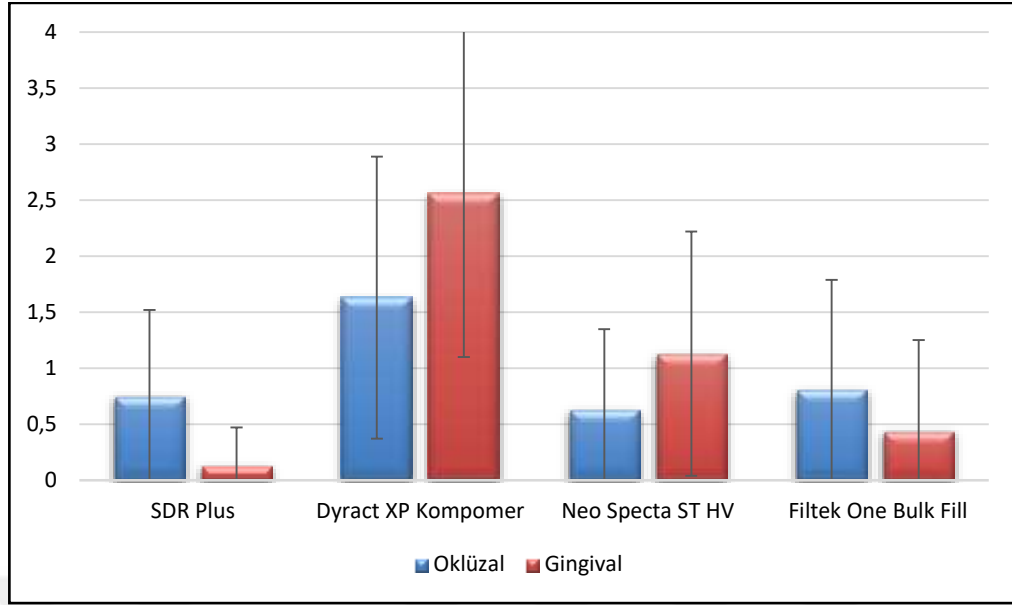
	Oklüzal		Gingival		² p
	Min-Max	Ort±SS (medyan)	Min-Max	Ort±SS (medyan)	
SDR Plus	0-2	0.75±0.77 (1)	0-1	0.13±0.34 (0) ^A	0.020*
Dyract XP Kompomer	0-4	1.63±1.26 (1)	0-4	2.56±1.46 (3) ^B	0.030*
Neo Spectra ST HV	0-2	0.63±0.72 (0.5)	0-3	1.13±1.09 (1) ^{AB}	0.021*
Filtek One Bulk Fill	0-3	0.81±0.98 (0.5)	0-2	0.44±0.81 (0) ^A	0.323
¹ p		0.056		0.001*	

¹Kruskal Wallis Test

²Wilcoxon sign test

* $p<0.05$

Farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı göstermektedir.

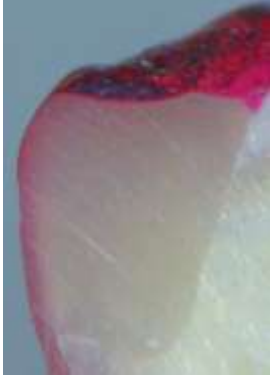
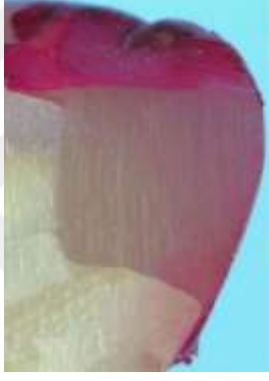


Şekil 4.13: Oklüzal ve Gingival Mikrosızıntı Düzeylerinin Materyallere Göre Dağılımı.

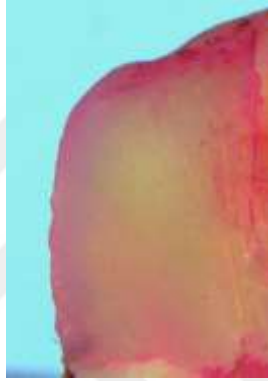
SDR Plus grubunda; oklüzal mikrosızıntı düzeyi, gingival mikrosızıntı düzeyinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.020$; $p<0.05$). Dyract XP Kompomer grubunda; gingival mikrosızıntı düzeyi, oklüzal mikrosızıntı düzeyinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu belirlenmiştir ($p:0.030$; $p<0.05$). Neo Spectra ST HV grubunda; gingival mikrosızıntı düzeyi, oklüzal mikrosızıntı düzeyinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu saptanmıştır ($p:0.021$; $p<0.05$). Filtek One Bulk Fill grubunda; oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ($p:0.323$; $p>0.05$). Bu bulgular Tablo 4.4 ve Şekil 4.13'te gösterilmiştir.

4.2.1 Mikrosızıntı Testine Ait Stereomikroskopik Görüntüler

Mikrosızıntı testi sonrasında restorasyon sınırlarında oluşan boya penetrasyonu, stereomikroskop altında değerlendirilmiş ve her skoru temsil eden örnek görüntüler aşağıda sunulmuştur (Şekil 4.14).

Skor	Gingival Duvar	Aksiyel Duvar
0		
1		
2		

Şekil 4.14: Gingival ve Aksiyel Duvarda Gözlenen Mikrosızıntı Skorları ile İlgili Stereomikroskopik Görüntüler.

Skor	Gingival Duvar	Aksiyel Duvar
3		
4		

Şekil 4.14: Gingival ve Aksiyel Duvarda Gözlenen Mikrosızıntı Skorları ile İlgili Stereomikroskopik Görüntüler (devamı).

4.3 MİKROGERİLİM BULGULARI

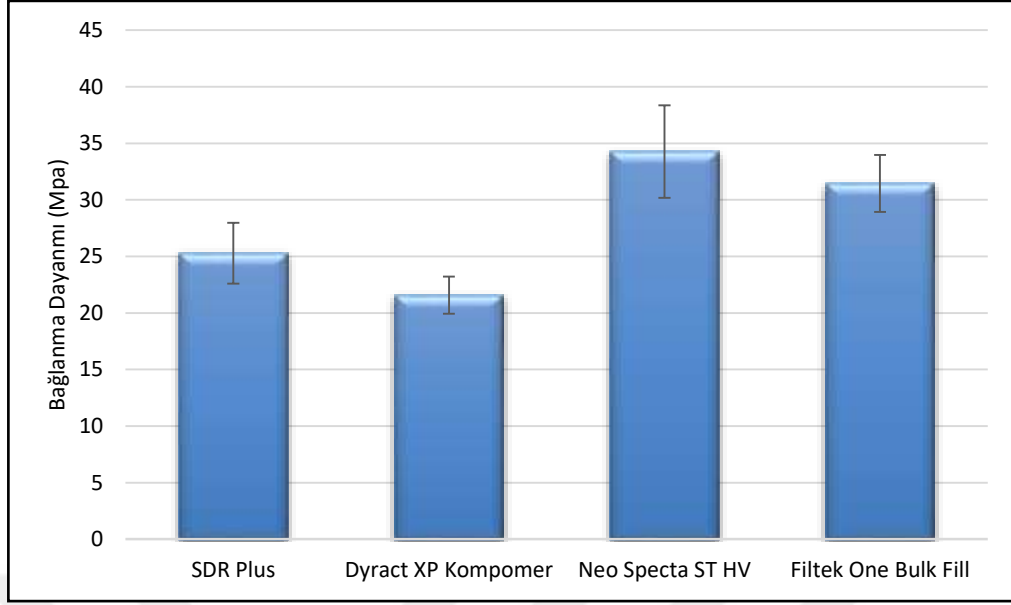
Tablo 4.5: Materyallerin Bağlanma Dayanımı Açısından Değerlendirilmesi.

	Bağlanma Dayanımı (MPa)	
	Min-Max	Ort±SS
SDR Plus	19.94-29.69	25.29±2.69 ^A
Dyract XP Kompomer	18.63-23.97	21.58±1.64 ^B
Neo Spectra ST HV	27.72-42.41	34.27±4.10 ^C
Filtek One Bulk Fill	27.77-36.77	31.45±2.52 ^D
p		0.001*

Oneway ANOVA Test

*p<0.05

Farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı göstermektedir



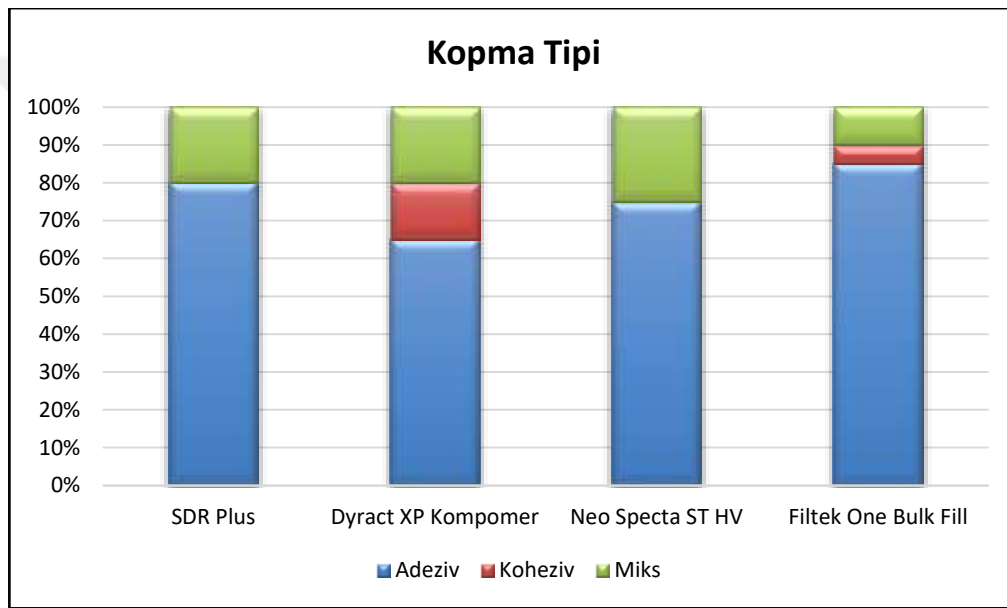
Şekil 4.15 Materyallerin Ortalama Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa).

Materyaller arasında bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu belirlenmiştir ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; Neo Spectra ST HV grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, SDR Plus ($p:0.001$), Dyract XP Kompomer ($p:0.001$) ve Filtek One Bulk Fill ($p:0.014$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.05$). Filtek One Bulk Fill grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, SDR Plus ($p:0.001$) ve Dyract XP Kompomer ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksekti ($p<0.05$). SDR Plus grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, Dyract XP Kompomer ($p:0.001$) grubundan anlamlı şekilde yüksek olduğu ortaya konmuştur ($p<0.05$). Özetle, bağlanma dayanımı açısından en yüksek değerlere Neo Spectra ST HV sahipken, en düşük ortalama Dyract XP Kompomer grubunda gözlenmiştir. Materyallerin dayanım sıralaması ise büyükten küçüğe doğru; Neo Spectra ST HV > Filtek One Bulk Fill > SDR Plus > Dyract XP Kompomer şeklindedir. Bu bulgular Tablo 4.5 ve Şekil 4.15'te gösterilmiştir.

Tablo 4.6: Materyallerin Kopma Tipleri Açısından Değerlendirilmesi.

	SDR Plus	Dyract XP Kompomer	Neo Spectra ST HV	Filtek One Bulk Fill	
Kopma tipi	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	p
Adeziv	16 (%80)	13 (%65)	15 (%75)	17 (%85)	0.367
Koheziv	0 (%0)	3 (%15)	0 (%0)	1 (%5)	
Miks	4 (%20)	4 (%20)	5 (%25)	2 (%10)	

Fisher Freeman Halton Exact test

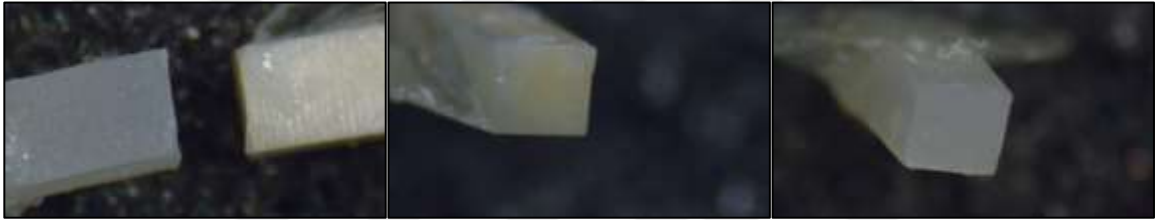
**Şekil 4.16** Materyal Gruplarına Göre Kopma Tiplerinin Dağılımı (%).

Materyaller arasında kopma tipleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p=0.367$; $p>0.05$). SDR Plus grubunda kopmaların %80'i adeziv, %20'si miks; Dyract XP Kompomer grubunda %65'i adeziv, %15'i koheziv ve %20'si miks; Neo Spectra ST HV grubunda %75'i adeziv ve %25'i miks olarak kaydedilmiştir. Bu grupta koheziv kopma görülmemiştir. Filtek One Bulk Fill grubunda ise %85 oranında adeziv, %5 koheziv ve %10 miks kopma meydana gelmiştir. SDR Plus ve Neo Spectra ST HV gruplarında koheziv kopma tipine rastlanmamış; bu gruplarda yalnızca adeziv ve miks kopmaların meydana geldiği kaydedilmiştir.

Tüm materyal gruplarında en sık rastlanan kopma tipi adeziv olup, bunu miks kopmalar takip etmiştir. Koheziv kopma ise en düşük oranda gözlenmiş; Neo Spectra ST HV ve SDR Plus gruplarında hiç koheziv kopma meydana gelmemiştir. Bu bulgular Tablo 4.6 ve Şekil 4.16’te ayrıntılı olarak sunulmuştur.

4.3.1 Mikrogerilim Testi Sonrası Kopma Tiplerine Ait Stereomikroskopik Görüntüler

Mikrogerilim testi sonrası oluşan bağlanma başarısızlıkları, stereomikroskop altında değerlendirilmiş ve farklı kopma tiplerini temsil eden görüntüler aşağıda sunulmuştur. Neo Spectra grubunda gözlenen adeziv kırığa ait örnek Şekil 17’de, miks tip kırığa ait örnek ise Şekil 18’de gösterilmektedir.

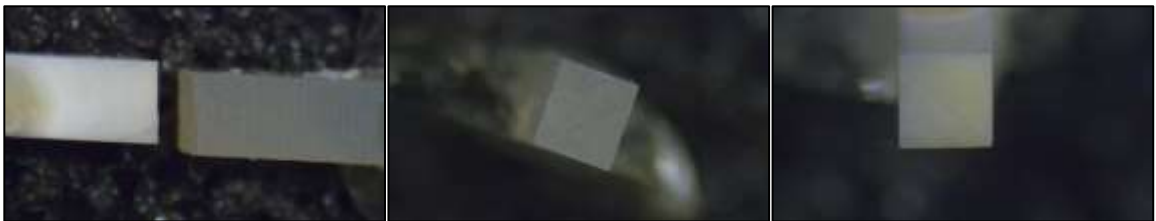


Şekil 4.17 Adeziv Kırık Gözlenen Neo Spectra Grubuna Ait Örnek.



Şekil 4.18 Miks Kırık Gözlenen Neo Spectra Grubuna Ait Örnek.

SDR Plus grubunda tespit edilen adeziv ve miks tip kırıklara ait örneklerin stereomikroskop görüntüleri sırasıyla Şekil 19 ve Şekil 20’de sunulmaktadır.



Şekil 4.19 Adeziv Kırık Gözlenen SDR Plus Grubuna Ait Örnek.



Şekil 4.20 Miks Kırık Gözlenen SDR Plus Grubuna Ait Örnek.

Filtek One Bulk Fill grubunda gözlenen adeziv, koheziv ve miks tip kırıklara ait örneklerin stereomikroskop altında elde edilen görüntüleri sırasıyla Şekil 21, Şekil 22 ve Şekil 23'te sunulmaktadır.



Şekil 4.21 Adeziv Kırık Gözlenen Filtek One Bulk Fill Grubuna Ait Örnek.



Şekil 4.22 Koheziv Kırık Gözlenen Filtek One Bulk Fill Grubuna Ait Örnek.



Şekil 4.23 Miks Kırık Gözlenen Filtek One Bulk Fill Grubuna Ait Örnek.

Şekil 24'te Dyract XP Kompomer grubuna ait adeziv kırık, Şekil 25'te koheziv kırık ve Şekil 26'da miks tip kırık örneği sunulmaktadır.



Şekil 4.24 Adeziv Kırık Gözlenen Dyract XP Kompomer Grubuna Ait Örnek.



Şekil 4.25 Koheziv Kırık Gözlenen Dyract XP Kompomer Grubuna Ait Örnek.



Şekil 4.26 Miks Kırık Gözlenen Dyract XP Kompomer Grubuna Ait Örnek.

5. TARTIŞMA

Çocuk diş hekimliğinde, kullanılan restoratif materyallerin mekanik, fiziksel ve kimyasal özellikleri restorasyonun başarı düzeyini doğrudan etkilemektedir. Materyalin sertliği, sızdırmazlık yeteneği, dentine bağlanma kapasitesi gibi faktörler; materyalin ömrünü belirlemenin yanı sıra pulpal sağlığın korunması açısından da başarıyı etkileyen temel etkenlerdendir (Keskus ve Oznurhan, 2022; Radwanski, M., Zmyslowska-Polakowska, E., Osica, K., Krasowski, M., Sauro, S., Hardan, L. ve Lukomska-Szymanska, M., 2025).

Klinik ortamda materyalin performansını etkileyebilecek birçok değişken bulunmaktadır. Bu değişkenlere örnek olarak hastanın tükürük bileşimi ve ağız hijyeni gösterilebilmektedir. Bu etkenler sebebiyle materyalin performansının değerlendirilmesi güçtür ve sonuçların doğruluğu sınırlıdır. Buna karşın laboratuvar ortamında yürütülen in vitro testler bu tür etkenleri izole ederek, yalnızca materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini değerlendirmeye odaklanmaktadır. Bu sayede tekrarlanabilir, karşılaştırılabilir ve istatistiksel olarak anlamlı veriler elde etmek mümkün olmaktadır (AlHabdan, 2017; Franca, C. M., Balbinot, G. de S., Cunha, D., Saboia, V. de P. A., Ferracane, J. ve Bertassoni, L. E., 2022; Ratnayake, Camilleri, Haththotuwa ve Huang, 2023). Ayrıca in vitro çalışmalar; restoratif materyal seçimi, seçilen materyalin fiziko-mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi, uygulama kolaylığı, daha kısa sürede netice alınabilmesi ve maliyetin daha düşük olması sebebiyle de tercih edilmektedir (Gaintantzopoulou ve diğerleri, 2017; Nicoleta Ilie ve diğerleri, 2014). Bu nedenle bizim çalışmamızda da in vitro test yöntemi tercih edilmiştir.

Laboratuvarda gerçekleştirilen çalışmalarda, araştırma materyali olarak hem insan hem de sığır dişlerinin kullanılabileceği vurgulanmaktadır (Campos, E. A., Ardu, S., Lefever, D., Jassé, F. F., Bortolotto, T. ve Krejci, I., 2014; Krifka, S., Börzsönyi, A., Koch, A., Hiller, K.-A., Schmalz, G. ve Friedl, K.-H., 2008). Ancak Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) tarafından yayımlanan teknik kılavuzda, insan ve sığır dişleri arasındaki morfolojik ve kimyasal farklılıklar göz önünde bulundurularak, laboratuvar ortamında gerçekleştirilen çalışmalarda insan dişlerinin kullanılmasının daha güvenilir ve uygun olduğu vurgulanmıştır (International Organization for Standardization, 2015). Vital ve devital dişler arasında mikrosızıntı açısından farklılık olması beklenmesine rağmen, Schneider ve arkadaşları yaptıkları çalışmada vital ve devital dentin arasında anlamlı bir fark gözlemlenmediğini

raporlamışlardır (Schneider, Fröhlich, Erler, Engelke ve Merte, 2000). Bu nedenle, biyolojik uyumluluğu sağlamak, klinik koşulları daha doğru yansıtmak ve çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla, çekilmiş insan süt ikinci molar dişleri tercih edilmiştir.

İn vitro çalışmalarda dikkate alınması gereken önemli unsurlardan biri de, kullanılan diş örneklerinin muhafaza edildiği ortamdır. Literatürde yer alan birçok çalışmada, dişlerin genellikle %10 formalin, %70 etanol, %0,1–1 oranında kloramin-T veya %0,05–0,1 timol çözeltisi gibi koruyucu solüsyonlar içerisinde saklandığı bildirilmektedir (Salz ve Bock, 2010). Diş örneklerinin saklanma koşulları, bağlanma kuvveti testlerinin güvenilirliğini doğrudan etkileyen faktörlerden biridir. Bu nedenle çalışmamızda, enfeksiyon riskini azaltmak ve doku bütünlüğünü korumak amacıyla, dişler önce %0.5 kloramin-T çözeltisinde bir hafta süreyle bekletilmiş, ardından +4 °C’de distile suda muhafaza edilmiştir. Çalışmamızda Liu ve arkadaşlarının 2023 yılında yaptıkları çalışmada izledikleri yöntemi temel alarak benzer bir protokol uyguladık. Söz konusu çalışmada, kısa süreli kloramin-T temasının adezivlerde bağlanma kuvvetini azaltabileceği, ancak mikrosertlik ve elastik modül gibi mekanik özellikler üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir. Bu doğrultuda, çalışmamızda dişler 6 ayı aşmayacak şekilde kullanılmış ve saklama sıvısı haftalık olarak yenilenmiştir (Liu ve diğerleri, 2023).

Deneysel çalışmalarda kullanılan çekilmiş insan dişlerinin yapısal özelliklerini korumak ve sıvı kaybını önlemek amacıyla, işlem öncesinde bu örneklerin distile su veya salin gibi uygun solüsyonlarda bekletilmesi önerilmektedir (DeWald, 1997). Restoratif materyallerin post-polimerizasyon sürecinin tamamlanması ve klinik koşulların laboratuvar ortamında taklit edilebilmesi amacıyla hazırlanan örneklerin 37 °C’de distile su içerisinde 24 saat süreyle inkübatörde bekletilmesi gerektiği literatürde bildirilmiştir (Ismail, Stape ve Tezvergil-Mutluay, 2023). Bu nedenle, çalışmamızda biz de aynı protokolü uygulamayı tercih ettik.

Süt ve daimi dişler arasındaki anatomik farklılıklar, materyal seçiminde etkili olup, bu çalışmada çocuk diş hekimliği uygulamalarında sık kullanılan restoratif materyallerin mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. Çalışmamızda, Dyract XP Kompomer (Dentsply Sirona), Neo Spectra ST HV Universal Kompozit (Dentsply Sirona), 3M Filtek One Bulk Fill (3M Espe Dental Products, ABD), SDR Plus (Dentsply Sirona) olmak üzere rezin

içerikli 4 farklı restoratif materyal kullanılarak mikrosertlik, mikrosızıntı ve mikrogerilim bağlanma dayanımı özellikleri in vitro ortamda test edilerek değerlendirme yapılmıştır.

Bu çalışmada, restoratif materyallerin yüksek riskli bölgelerdeki etkinliğini değerlendirmek amacıyla sınıf II kavite tasarımı uygulanmıştır. Bu tercih, süt molar dişlerde çürüklerin en sık olarak oklüzal ve proksimal (mesio-distal) yüzeylerde oluştuğuna ilişkin literatürde yer alan bulgulara dayanmaktadır. Slade ve çalışma arkadaşlarının 5–10 yaş arası 9690 çocuk üzerinde gerçekleştirdiği geniş çaplı epidemiyolojik araştırmada, süt dişi çürüklerinin yaklaşık %40–43'ünün proksimal yüzeylerde lokalize olduğu rapor edilmiştir (Slade, Spencer, Davies ve Burrow, 1996). Bu doğrultuda, mikrosızıntı çalışmamızda kullanılan kavite modeli, klinik olarak çürüğe en yatkın alanları temsil edecek şekilde tasarlanmıştır.

Tez kapsamında hem mikrosızıntı hem de mikrogerilim bağlanma dayanımı testlerinde, üretici talimatlarına uygun olarak herhangi bir ön asitleme yapılmaksızın, self-etch protokolüyle uygulanan GC G-Premio Bond evrensel adeziv sistemi kullanılmıştır. Self-etch sistemin tercih edilmesindeki temel amaç, dentin yüzeyinde aşırı demineralizasyonu önleyerek bağlanma bölgesinin yapısal bütünlüğünü korumaktır.

Süt dişlerinin yapısal özellikleri nedeniyle total-etch yönteminde görülebilecek aşırı asitleme riskini azaltma ve uygulama sürecini basitleştirme amacıyla self-etch sistemi uygulanmıştır. Osorio ve arkadaşları, self-etch ve total-etch sistemleri bağlanma performansı açısından karşılaştırmış ve dentin yüzeyinde self-etch protokollerinin benzer, hatta bazı durumlarda daha yüksek bağlanma dayanımı sağlayabildiğini bildirmiştir. Ayrıca, self-etch sistemlerin uygulama basamaklarının daha az olması ve nem kontrolüne duyarlılığının düşük olması, özellikle kooperasyonu sınırlı çocuk hastalarda klinik uygulanabilirliği artıran önemli avantajlar arasında gösterilmektedir. Bu literatür bulguları, çalışmamızda kullanılan self-etch yaklaşımının süt dişlerinde yeterli bağlanma dayanımı sağlama ve klinik pratikte uygulanabilirliği artırma potansiyelini desteklemektedir (Osorio, Toledano, Tay, Pegado ve Carvalho, 2010).

Abate ve arkadaşlarının (1997) çalışmasında, mine yüzeyine uygulanan asit pürüzlendirme işleminin adeziv bağlanmayı artırdığı ifade edilmiştir. Ancak aynı çalışmada, dentin ve sement yüzeylerinde yapılan asit uygulamasının bağlanma kuvveti üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığı bildirilmiştir (Abate, Bertacchini, Polack ve Macchi, 1997).

Hanabusa ve arkadaşları (2012), self-etch protokolüyle uygulanan adezivlerin hibrit tabaka kalitesini koruduğunu ve bağlanma stabilitesini artırabildiğini bildirmiştir. Ayrıca, mine miktarının sınırlı olduğu ve çocuk hastalar gibi kooperasyonunun düşük olduğu klinik durumlarda, izolasyon ve erişim zorlukları nedeniyle self-etch sistemlerin işlem kolaylığı sağladığı ve bu avantajlarından yararlanılması gerektiği vurgulanmıştır (Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B. ve De Munck, J., 2012). Bu veriler doğrultusunda, self-etch yaklaşımının süt dişi restorasyonlarında hem biyomekanik hem de klinik açıdan uygulanabilir ve etkili bir yöntem olduğu düşünülmektedir.

Perdigão (2007), dental adezyondaki en yeni yaklaşımların, uygulama süresini azaltma ve protokolü basitleştirme üzerine odaklandığını belirtmiştir. Aynı çalışmada, self-etch sistemlerin ayrı bir asitleme adımı gerektirmediği; mine ve dentin yüzeylerini eş zamanlı olarak hafifçe demineralize edip yüzeye penetre olarak primer görevi üstlendiği belirtilmiştir. Bu özelliği sayesinde self-etch sistemler hem zaman kazandırmakta hem de operatör kaynaklı değişkenliği azaltmaktadır. Ayrıca, Perdigão (2007) self-etch sistemlerin çoklu katmanlar halinde uygulanmasının, hibrit tabakaya daha iyi nüfuz sağladığını ve bağlanma dayanımını artırabileceğini bildirmiştir. Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda kullanılan self-etch protokolü hem dentin yüzeyinin kontrollü şekilde hazırlanmasını hem de pratik bir uygulama süreci elde edilmesini sağlamıştır (Perdigão, 2007).

Poggio ve arkadaşları (2017) tarafından yapılan çalışmada, farklı dentin ön işlem protokollerinin evrensel adezivlerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Bu çalışmada yer alan adeziv sistemlerden biri olan G-Premio Bond, üç farklı uygulama koşulunda test edilmiştir: ön işlem yapılmadan (kontrol), %37 fosforik asit ile asitleme ve glisin uygulaması. Sonuçlara göre, glisinle ön işlem uygulanan grupta G-Premio Bond'un bağlanma dayanımı anlamlı düzeyde artış göstermiştir. Buna karşın, fosforik asit uygulaması yapılan grupta bağlanma dayanımında belirgin bir değişiklik gözlenmemiştir. Yazarlar, G-Premio Bond'un düşük pH değerine (pH=1.5) sahip olmasının bu sonuçta etkili olabileceğini, ancak bu etkinin mekanizmasının henüz netleşmediğini ifade etmişlerdir. Ayrıca çalışmada, tüm adeziv sistemler arasında, glisin ön işlemi sonrası en yüksek bağlanma dayanımı değerinin G-Premio Bond ile elde edildiği belirtilmiştir (Poggio, Beltrami, Colombo, Chiesa ve Scribante, 2017).

Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla, Alrahlah ve arkadaşları (2014) ile Karacolak ve arkadaşları (2018) çalışmalarına benzer şekilde kompozit rezinlerin polimerizasyonunda 20 saniyelik ışık uygulaması tercih edilmiştir (Alrahlah, Silikas ve Watts, 2014; Karacolak, Turkun, Boyacıoğlu ve Ferracane, 2018). Kompozit rezinlerdeki polimerizasyon süreci, uygulamadan sonraki ilk 10 dakika içerisinde büyük oranda tamamlanmakta, ancak bu reaksiyon 24 saate kadar devam edebilmektedir. Polimerizasyon oranı, kullanılan materyalin bileşimine bağlı olarak farklılık göstermektedir (Marghalani, 2010). Bu doğrultuda, çalışmamızda kullanılan örnekler, sertlik ölçümüne geçilmeden önce 37 °C sıcaklıkta inkübatörde 24 saat bekletilmiştir.

Materyallerin kompül formda uygulanması ve sınıf II kavite modelinin tercih edilmesi, elde edilen verilerin klinik pratiğe aktarılabilirliğini artırmaktadır. Özellikle pedodontik tedavilerde karşılaşılan uygulama zorlukları, teknik hassasiyet ve materyal seçimiyle ilgili kararsızlıklar göz önünde bulundurulduğunda, bu çalışmanın bulgularının klinisyenlere yol gösterici olacağı düşünülmektedir (Dermata, Papageorgiou, Fragkou ve Kotsanos, 2018).

Çalışmamızda kullanılan tüm restoratif materyaller üretici firmaların sunduğu şekilde tek kullanımlık kompül (kapsül) formda uygulanmıştır. Bu uygulama şekli, materyalin ışıkla teması sınırlandırarak erken polimerizasyon riskinin önlenmesi, çevresel kontaminasyonun azaltılması ve doğrudan klinik kullanıma hazır sunulması gibi avantajlar sağlamaktadır. Ek olarak, kompül formun karıştırma veya transfer gerektirmemesi, uygulama sürecini hızlandırmakta ve özellikle çocuk hastalarda işlem süresinin kısa tutulmasının gerekli olduğu durumlarda klinik kolaylık sunmaktadır. Ayrıca, Andaş ve arkadaşları (2023) uygulama adımlarının azaltılmasının pedodontik restoratif işlemlerde hasta konforunu artırdığını ve kısa sürede tamamlanan tedavilerin klinik başarıya olumlu katkı sağladığını ifade etmişlerdir (Andaş ve diğerleri, 2023).

Mikrosertlik, mikrosızıntı ve mikrogerilim testlerinin bir arada uygulanması ise materyallerin çok yönlü değerlendirilmesini sağlamaktadır. Bu yönüyle çalışmamız hem metodolojik yaklaşımı hem de ele aldığı materyal çeşitliliği açısından güncel ve özgün bir araştırma niteliği taşımaktadır. Elde edilecek sonuçların, süt dişi restorasyonlarında materyal seçimi konusunda bilimsel temelli önerilere katkı sunacağını öngörmekteyiz.

5.1 MATERYALLERİN MİKROSERTLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Sertlik, materyalin polimerizasyon derinliğini yansıtan önemli bir parametredir. Kompozit rezinlerin sertliğini etkileyen temel unsurlar arasında; inorganik doldurucu partiküllerinin hacimsel oranı, rezin matrisinin kimyasal bileşimi ve uygulanan polimerizasyon düzeyi yer almaktadır (Topcu, F. T., Erdemir, U., Sahinkesen, G., Yildiz, E., Usulan, I. ve Acikel, C., 2010).

Yapılan bir araştırmada, kompomerlerin içerdiği doldurucu miktarındaki artışın yüzey sertliğini artırdığı ve bu iki değişken arasında pozitif bir ilişki bulunduğu rapor edilmiştir (Kwon, Kwon, Ong ve Kim, 2002). Bizim çalışmamızda, termal siklus öncesi ve sonrası elde edilen yüzey sertliği ortalamaları; Neo Spectra ST HV'nin en yüksek, ardından Filtek One Bulk Fill, Dyract XP Kompomer ve en düşük olarak SDR Plus şeklinde sıralanmıştır. Bu sıralamanın, materyallerin hacimce doldurucu oranlarıyla örtüştüğü belirlenmiştir. Elde edilen bulgular, yüzey sertliğinin yalnızca doldurucunun türüne değil, aynı zamanda miktarına da bağlı olduğunu ortaya koymuştur. Doldurucu oranının artması, materyalin daha kompakt bir yapı kazanmasına ve dolayısıyla sertlik değerlerinin yükselmesine katkı sağlamıştır (Göztaş, Tosun, Yıldız ve Kahraman, 2014).

Alrahlah ve arkadaşlarının (2014) gerçekleştirdiği çalışmada, farklı bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon etkinliği, Vickers mikrosertlik (VHN) değerleri temel alınarak değerlendirilmiştir. Her materyal için yüzeyden derine doğru ilerleyen mikrosertlik dağılımı incelenmiş ve maksimum sertliğin %80'ine ulaşılan nokta, fonksiyonel polimerizasyon derinliği olarak tanımlanmıştır. Bu yöntem, materyalin yalnızca yüzeyinde değil, alt bölgelerinde de yeterli düzeyde sertleşip sertleşmediğini belirlemek amacıyla kullanılan güvenilir bir ölçüt olarak kabul edilmektedir. Çalışmada en yüksek yüzey sertliği ve polimerizasyon derinliği değerlerinin SonicFill Bulk Fill materyalinde elde edildiği bildirilmiştir. Bu materyali sırasıyla Tetric EvoCeram Bulk Fill, Filtek Bulk Fill ve diğer kompozitler takip etmiştir. Ayrıca, kompozitlerin maksimum sertlik değerleri ile içerdiği inorganik doldurucu oranları arasında anlamlı ve pozitif bir ilişki bulunmuştur. Bu durum, doldurucu miktarının, kompozitin mekanik özellikleri üzerinde belirleyici bir faktör olduğunu göstermektedir. Yüksek doldurucu oranı, ışık geçirgenliğini ve çapraz bağ oluşumunu artırarak daha etkili bir polimerizasyon sağlamaktadır (Alrahlah ve diğerleri, 2014).

Leprince ve arkadaşları (2014), dokuz bulk-fill ve iki nanohibrit kompozit üzerinde çalışmış ve materyallerin fiziko-mekanik özelliklerini incelemiştir. Bulk-fill kompozitlerin doldurucu oranlarının %60,7 ile %85,3 arasında değiştiği ve bu oranın yüzey sertliğiyle pozitif ilişkili olduğu belirtilmiştir. Ancak bulk-fill materyallerin çoğu, yüksek doldurucu içerikli nanohibrit kompozitlere kıyasla daha düşük mekanik özellikler göstermiştir. Özellikle, bulk-fill materyallerin mekanik özelliklerinin çoğunlukla yüksek dolduruculu nanohibrit Grandio'dan düşük, en iyi ihtimalle akışkan nanohibrit Grandio Flow'a yakın olduğu vurgulanmıştır. Bizim çalışmamızda da Neo Spectra ST HV'nin en yüksek sertlik değerine sahip olması, yüksek doldurucu oranıyla ilişkilendirilmiş ve literatürle uyumlu bulunmuştur (Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J. ve Leloup, G., 2014).

Monterubbiansesi ve arkadaşları (2016), farklı viskozitelerdeki bulk-fill kompozitlerin mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Çalışmada düşük (SDR), orta (Fill-Up!) ve yüksek viskoziteli (Filtek, SonicFill, SonicFill2) materyaller karşılaştırılmış; yüksek viskoziteli kompozitlerin yüzey sertliklerinin, düşük viskoziteli kompozitlere göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Monterubbiansesi, R., Orsini, G., Tosi, G., Conti, C., Librando, V., Procaccini, M. ve Putignano, A., 2016). Bizim çalışmamızda elde edilen mikrosertlik bulguları da bu sonuçlarla örtüşmektedir. Yüksek viskoziteye sahip olan Neo Spectra ST HV, Filtek One Bulk Fill ve Dyract XP Kompomer, düşük viskoziteli SDR Plus'a göre daha yüksek mikrosertlik değerleri göstermiştir. Bu sonuç, materyal viskozitesi ile yüzey sertliği arasında doğru orantılı bir ilişki olduğunu desteklemektedir.

LED polimerizasyon üniteleri, yaklaşık 395–480 nm dalga boyu aralığında çalışmakta olup, ortalama 1000 mW/cm² düzeyinde ışık yoğunluğu sağlayabilmektedir. Yapılan çeşitli in vitro çalışmalarda, üçüncü nesil LED sistemlerin, halojen tabanlı cihazlara göre daha yüksek polimerizasyon başarısı gösterdiği rapor edilmiştir (Halvorson, Erickson ve Davidson, 2004; Mills, Jandt ve Ashworth, 1999). Bu doğrultuda, çalışmamızda geniş spektrumlu ışık emisyonu ve yüksek ışık şiddeti özelliklerine sahip üçüncü nesil bir LED cihaz olan Valo (Ultradent, ABD) tercih edilmiştir.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda, ışık cihazı ucunun kompozit materyale olan mesafesi önemli bir faktör özelliği taşımaktadır. Sakaguchi ve arkadaşları (1992), ışık kaynağı ile kompozit rezin arasındaki mesafenin artmasına bağlı olarak ışık yoğunluğunun belirgin şekilde azaldığını bildirmiştir. Çalışmalarında, 2 mm mesafede %7, 4 mm'de %25

ve 6 mm'de %41 oranında azalma olduğu belirtilmiştir. Bu bulgular, ışık kaynağının kompozit yüzeyine mümkün olduğunca yakın konumlandırılmasının, etkin polimerizasyon ve yeterli sertlik elde edilmesi açısından kritik önem taşıdığını göstermektedir (R. L. Sakaguchi, Douglas ve Peters, 1992). Öte yandan, polimerizasyon açık havada gerçekleştiğinde, atmosferik oksijen serbest radikallerle etkileşerek peroksi radikaller oluşturmakta ve bu durum polimerizasyon sürecini sekteye uğratmaktadır. Bunun sonucunda, reaksiyona girmemiş monomer ve oligomer içeren jel benzeri bir oksijen inhibisyon tabakası oluşur. Oksijen inhibisyon tabakası varlığı, kompozit yüzey sertliğini azaltmakta; mikrosızıntı, plak birikimi ve sekonder çürük oluşumu gibi olumsuz klinik sonuçlara zemin hazırlamaktadır. Tüm bu bilgiler ışığında, çalışmamızda restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında hem ışık kaynağının yüzeye olan mesafesini en aza indirmek hem de oksijenle teması sınırlamak amacıyla, materyal üzerine 1 mm kalınlığında cam lamel ve selüloid şerit yerleştirilmiştir. Bu yaklaşımın, polimerizasyon etkinliğini ve yüzey bütünlüğünü artırarak restorasyonların fiziksel dayanımına olumlu katkı sağladığı düşünülmektedir (De La Cruz ve Águila, 2024).

Ağız içi sıcaklık değişimlerini taklit etmek için yapılan termal siklus işlemlerinde, 0 °C ile 68 °C arasında sıcaklıklar kullanılsa da genellikle 5 °C ile 55 °C arasındaki değerlerin tercih edildiği görülmektedir (Duangthip ve Lussi, 2003). Termal siklus uygulamalarında standart bir protokol henüz netleşmemiştir. Ancak literatürde sıklıkla, 5 °C ve 55 °C sıcaklıklardaki termal banyolarda, her biri 30 saniye bekleme süresi içeren 500 döngülük uygulamalar gerçekleştirilmiştir (Gale ve Darvell, 1999).

Ernst ve arkadaşları (2004), termal siklus uygulamalarında banyolar arası geçiş süresinin kısa tutulmasının, ağız içindeki ani sıcaklık değişimlerini daha etkili şekilde taklit ettiğini belirtmişlerdir (Ernst, Canbek, Euler ve Willershausen, 2004). Bu bulgular doğrultusunda, çalışmamızda da benzer bir yaklaşım benimsenmiş; banyolar arası geçiş süresi 5 saniye olarak belirlenmiştir. Örnekler, +5 °C (± 2 °C) ve +55 °C (± 2 °C) sıcaklıktaki su banyolarında her biri 30 saniye bekletilerek, toplamda 10.000 döngülük termal siklus protokolüne tabi tutulmuştur. Bu yöntemle, restoratif materyallerin ağız ortamındaki sıcaklık dalgalanmalarına karşı gösterdiği dayanımın daha gerçekçi şekilde değerlendirilmesi amaçlanmıştır. 5–55 °C arasında gerçekleştirilen 10.000 döngü termal siklus işleminin, oral ortamda meydana gelen sıcaklık değişimlerini taklit ederek yaklaşık bir yıllık klinik

yaşlandırmayı temsil ettiği kabul edilmektedir (Munck, J. De, Landuyt, K. Van, Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P. ve Meerbeek, B. Van., 2005).

Yüzey sertliğinin değerlendirilmesinde Brinell, Rockwell, Knoop, Shore, Barcol ve Vickers gibi çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır (O'Brien WJ., 2002). Knoop ve Vickers metotları diş hekimliği ile ilgili akademik araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Jainaen ve diğerleri, 2009).

Knoop sertlik ölçüm yöntemi, ölçüm doğruluğunu sağlayabilmek adına son derece düzgün ve cilalı yüzeylere ihtiyaç duyar. Bunun yanı sıra, test sürecinin diğer mikroskopik sertlik testlerine kıyasla daha uzun sürmesi, özellikle yüksek örnek sayısına sahip çalışmalarda bu yöntemin uygulanabilirliğini kısıtlayabilmektedir (Roberson TM ve diğerleri, 2006).

Vickers sertlik testi; farklı malzeme türlerinde ve sertlik seviyelerinde kullanılabilmesi, ISO standartlarına uygun güvenilir sonuçlar vermesi, çizici elmas ucunun zamanla bozulmaması ve tahribata yol açmayan ölçüm imkanı sunması gibi avantajlar taşımaktadır. Bu nedenlerle çalışmamızda Vickers sertlik ölçüm yöntemi tercih edilmiştir (Anusavice, 2003).

Mikrosertlik testlerinde uygulanan yükün büyüklüğü, ölçüm sonuçlarını doğrudan etkilemektedir. 100–500 gf (gram yük) aralığında uygulanan yükler, testlerde en yaygın tercih edilen değerlerdir. Yük arttıkça, girinti daha derin tabakalara ulaşarak ölçülen sertlik değerlerinin yükselmesine neden olabilmektedir (Rouhollahi, Mohammadibasir ve Talim, 2012). Standartlaştırılmış mikrosertlik değerlendirmesi amacıyla, bu çalışma da ISO 4049 rehberliği doğrultusunda uygulanmıştır. En net ve okunabilir izlerin 100 g sabit yük ve 15 saniyelik bekletme süresiyle elde edilmesi nedeniyle bu yük ve süre tercih edilmiştir. Uygulanan bu yöntem, Sahetia ve arkadaşlarının (2024) ve Bayrak ve arkadaşlarının (2022) çalışmasında kullandıkları protokollere benzerlik göstermektedir (Bayrak, Yaman-Dosdogru ve Selvi-Kuvvetli, 2022; Sahetia, A. S., Jain, D. R., Sirsat, P. P., Gulve, M. N., Kolhe, S. J. ve Patel, S. P., 2024).

Batıcı ucun matrikse veya doldurucuya temas etmesi sertlik sonuçlarını etkileyebileceğinden, yüzey sertliğinin daha doğru belirlenmesi için her örnekten üç ölçüm alınmış ve ortalamaları kullanılmıştır (Demirel, Saygılı ve Şahmalı, 2003; Mandikos, McGivney, Davis, Bush ve Carter, 2001).

Pereiara ve arkadaşları (2005), Bis-GMA bazlı kompozitlerde doldurucu oranı ile dilüent tipi ve miktarının yüzey sertliğini etkilediğini bildirmiş, özellikle TEGDMA içerenlerin mikrosertlik değerlerinin daha düşük olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda SDR Plus ve Dyract XP kompomer materyallerinde elde edilen düşük yüzey sertlik değerleri, içeriklerinde TEGDMA bulunmasıyla ilişkilendirilebilir (Pereira, Osorio, Toledano ve Nunes, 2005).

Bir restoratif malzemenin yüzey sertliği yalnızca içerdiği inorganik doldurucu partikül miktarıyla değil, aynı zamanda rezin matrisindeki monomerlerin polimerizasyon derecesiyle de doğrudan ilişkilidir. Literatürde sıklıkla kullanılan Bis-GMA; yüksek viskozitesi ve güçlü hidrojen bağları nedeniyle polimerizasyon verimini sınırlayabilmekte, buna karşın UDMA gibi daha düşük viskoziteli ve daha esnek yapıli monomerlerin kullanımı ise daha yüksek polimer dönüşüm oranları ve buna bağıli olarak daha yüksek sertlik değeri ile ilişkilendirilmektedir (Tekçe, Pala, Tuncer ve Demirci, 2015). Zorzin ve arkadaşları (2015), UDMA'nın Bis-GMA'ya kıyasla daha düşük viskoziteye ve daha yüksek çift bağı konsantrasyonuna sahip olması sayesinde polimerizasyon sırasında daha yüksek dönüşüm oranı sağlayabildiğini bildirmiştir. Ayrıca, Bis-GMA'nın UDMA veya TEGDMA gibi monomerlerle birlikte kullanılması durumunda, oluşan çapraz bağı yapıların yoğunluğunun artarak daha sert ve stabil bir polimer ağıının elde edilebildiğı belirtilmiştir (Zorzin ve diğeri, 2015). Çalışmamızda değeriendirilen dört restoratif materyalden Neo Spectra ST HV, Filtek One Bulk Fill ve SDR Plus Bulk Fill'in üretici verilerine göre UDMA veya UDMA-türevi monomerler içerdiği belirlenmiştir. Neo Spectra ST HV'de UDMA doğrudan belirtilmemiş olmakla birlikte, üretici tarafından bildirilen "modifiye dimetakrilat reçine matrisi" ifadesi, bu materyalin UDMA ya da benzeri özelliklere sahip düşük viskoziteli monomerler içerebileceğini düşündürmektedir. Ayrıca Filtek One Bulk Fill materyalinde AFM ve AUDMA gibi özel monomerlerin bulunması, hem polimerizasyon büzölme stresini azaltmakta hem de sertlik performansını artırabilmektedir. Mikrosertlik testi sonuçlarına göre, en yüksek sertlik değeri termal siklus öncesinde Neo Spectra ST HV (119.25 ± 1.78 VHN) ve Filtek One Bulk Fill (100.14 ± 2.04 VHN) gruplarında elde edilmiştir. Bu durum, her iki materyalin de yüksek polimer dönüşüm oranına sahip UDMA esasli rezin matrisleri içermeleriyle uyumludur. Diğeri yandan SDR Plus, üretici verilerine göre UDMA-türevi yapı içermesine rağmen daha düşük viskozitesi, Neo Spectra ve Filtek One Bulk Fill'e göre düşük doldurucu oranı ve formölasyonunda daha yüksek oranda bulunduğı bilinen TEGDMA gibi

düşük molekül ağırlıklı dilüent monomerler nedeniyle en düşük başlangıç sertliğine sahip materyal olmuştur (46.79 ± 0.95 VHN). TEGDMA'nın polimer ağını daha gevşek hale getirmesi ve düşük doldurucu içeriği, UDMA'nın sertliği artırıcı etkisini baskılayarak bu materyalde daha düşük mikrosertlik değerleri elde edilmesine yol açmış olabilir. Bununla birlikte, termal siklus sonrası en fazla mikrosertlik kaybının Neo Spectra ST HV grubunda gözlenmiş olması, bu materyalin ısı döngülere karşı daha duyarlı olabileceğini düşündürmektedir. En düşük sertlik kaybı ise SDR Plus grubunda kaydedilmiş olup, bu durum materyalin düşük viskoziteli ve modifiye UDMA esaslı yapısının termal streslere karşı daha dirençli bir yapı oluşturduğunu düşündürmektedir. Dolayısıyla, monomer yapısının yalnızca başlangıç sertliğini değil, aynı zamanda termal siklus sonrası mekanik stabiliteyi de önemli ölçüde etkileyen belirleyici bir unsur olduğu değerlendirilmektedir.

Monterubbianesi ve arkadaşları (2016), SDR'nin düşük viskozitesi, yüksek şeffaflığı ve ışık geçirgenliği sayesinde alt tabakalarda yeterli polimerizasyon sağladığını, ancak test edilen diğer bulk-fill materyallerle karşılaştırıldığında en düşük Vickers mikrosertlik değerine sahip olduğunu ve bu nedenle ek bir yüzey katmanına ihtiyaç duyabileceğini belirtmişlerdir (Monterubbianesi ve diğerleri, 2016). Benzer şekilde Karataş ve arkadaşları (2015) de SDR'nin modifiye üretilen dimetakrilat yapısında yer alan fotoaktif grup sayesinde ışığın daha derin tabakalara ulaşabildiğini ve materyalin 3–4 mm kalınlıkta “bulk” olarak uygulanabildiğini bildirmiştir (Karataş, İşcan Yapar, Özakar İlday ve Bayındır, 2015). Bizim çalışmamızda ise SDR Plus materyali yalnızca tek başına uygulanmış; üzerine ek bir kompozit katman yerleştirilmemiştir. Buna rağmen SDR Plus, termal siklus öncesinde en düşük yüzey sertliği değerini göstermesine karşın (46.79 ± 0.95 VHN), termal uygulama sonrası en az sertlik kaybı görülen grup olmuştur (Δ sertlik: 2.40 ± 1.66). Bu durum, SDR Plus'ın yapısal özellikleri sayesinde, ek bir yüzey restorasyonuna ihtiyaç duyulmadan da termal streslere karşı mekanik bütünlüğünü koruyabildiğini göstermektedir. Dolayısıyla, literatürde SDR'nin tek başına kullanımının sınırlı olabileceği yönündeki görüşlere karşın, elde edilen veriler materyalin klinik koşullarda da tek başına yeterli dayanıklılık sergileyebileceğini düşündürmektedir.

Garcia ve arkadaşları (2014), SureFil SDR materyalinin 5 mm kalınlıkta dahi yeterli polimerizasyon derinliği sağlayabildiğini; bunun yüksek ışık geçirgenliği, optimize edilmiş inorganik içerik ve akışkan yapısı ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. Aynı çalışmada, Knoop

sertliği ile yapılan ölçümlerde SDR'nin alt yüzey sertliğinin, diğer materyallere kıyasla daha yüksek kaldığı ve farklı kalınlıklarda anlamlı düşüş göstermediği belirtilmiştir (Garcia, Yaman, Dennison ve Neiva, 2014). Garcia ve arkadaşlarının değerlendirdiği SureFil SDR, üretici firma tarafından daha sonra içerik ve fiziksel özellikleri optimize edilerek geliştirilen SDR Plus ürününün önceki versiyonudur. Bizim çalışmamızda kullanılan SDR Plus, aynı teknolojik temeli paylaşmakla birlikte, formülasyonundaki iyileştirmeler sayesinde daha stabil ışık geçirgenliği ve gelişmiş renk stabilitesi gibi avantajlara sahiptir. Çalışmamızda SDR Plus grubu, termal siklus öncesinde diğer materyallere kıyasla en düşük yüzey sertliği değerini göstermiştir (46.79 ± 0.95 VHN). Ancak termal siklus sonrasında bu materyalin yüzey sertliğini en iyi koruyan grup olduğu görülmüştür (Δ sertlik: 2.40 ± 1.66). Bu sonuçlar, Garcia ve arkadaşları (2014) tarafından bildirilen bulgularla paralellik göstermektedir. SDR Plus'ın ışık geçirgenliği ve modifiye üreten dimetakrilat içeren rezin yapısı sayesinde, artan uygulama kalınlığına rağmen alt tabakalarda yeterli polimerizasyon sağlayarak termal stres sonrası mekanik bütünlüğünü koruyabildiği düşünülmektedir.

Çalışmamızda değerlendirilen Dyract XP materyali, içeriğinde UDMA bulundurmasına rağmen TEGDMA da içermektedir (Dentsply Sirona, 2017). Zorzin ve arkadaşları (2015), UDMA'nın düşük viskozitesi, yüksek çift bağ konsantrasyonu ve uygun molekül ağırlığı sayesinde Bis-GMA'ya kıyasla daha yüksek dönüşüm derecelerine ulaşabildiğini bildirmişlerdir (Zorzin ve diğerleri, 2015). Yeterli monomer dönüşüm oranı, kompozit rezinlerin sertliği, boyutsal stabilitesi, renk dayanıklılığı ve biyouyumluluğu üzerinde doğrudan etkili olmakta; aynı zamanda sitotoksik ve genotoksik etkileri azaltmaktadır (Par, Gamulin, Marovic, Klaric ve Tarle, 2015). Pereiara ve arkadaşları (2005), aynı materyalde yer alan TEGDMA'nın mekanik özellikler üzerinde zayıflatıcı etki oluşturabileceğini belirtmişlerdir. TEGDMA içeriği yüksek olan rezin sistemlerinde mikrosertlik değerlerinin azaldığını; bunun da TEGDMA'nın hidrofilik yapısına bağlı olarak su emilimine yatkın olması ve polimer ağında sınırlı çapraz bağ oluşması ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Monomer kombinasyonunun polimerizasyon davranışını ve mekanik dayanımı olumsuz yönde etkileyebileceğini düşündürmektedir (Pereira ve diğerleri, 2005).

Alp ve arkadaşları (2022) tarafından yapılan çalışmada, evrensel kompozit rezinlerin mide asidi ile kimyasal yaşlandırılması sonucunda tüm materyallerde mikrosertlik düzeyinin azaldığını; özellikle Neo Spectra ST materyalinde bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı

olduğunu bildirmiştir (Alp, Gündoğdu ve Ahışa, 2022). Bu bulgu, çalışmamızda Neo Spectra ST HV grubunda uygulanan 10.000 döngü termal siklus sonrasında gözlenen sertlik kaybı ile benzerlik göstermektedir. Her iki çalışmada da yaşlandırma sonrasında gözlenen sertlik kaybı, ilgili materyalin yapısal özellikleri ile çevresel stres faktörlerine (ısı ya da asidik ortam) karşı hassasiyetiyle ilişkilendirilmektedir. Farklı yaşlandırma yöntemleri kullanılmış olsa da (asit maruziyeti ve termal siklus), elde edilen bulgular, Neo Spectra ST materyalinin dış çevresel faktörlere karşı yüzey direncinde belirli bir zayıflık gösterebildiğine işaret etmektedir. Bu doğrultuda, materyal seçimi yapılırken, uzun dönem dayanım açısından mikrosertlik değerlerinin korunumu da göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda Neo Spectra ST HV, mikrosertlik ve bağlanma dayanımı açısından en yüksek değerlere sahip materyal olmuştur. Benzer şekilde, Üçüncü ve arkadaşları (2024) tarafından yapılan bir çalışmada da bu materyalin, diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında daha yüksek mikrosertlik ve monomer dönüşüm oranına sahip olduğu bildirilmiştir. FT-IR(Fourier Transform Infrared Spectroscopy) ve DSC (Differential Scanning Calorimetry) analizleri sonucunda Neo Spectra ST HV'nin polimerizasyon etkinliğinin yüksek olduğu belirtilmiş, ayrıca alt ve üst yüzeyler arasındaki sertlik farkının düşük olması materyalin derin tabakalarda da etkin şekilde polimerize olduğunu göstermiştir (Ucuncu, Celiksoz, Sen, Yucel ve Dinc, 2024). Bu bulgular, çalışmamızda elde edilen verilerle uyumludur. Neo Spectra ST HV'nin bu performansının, yüksek doldurucu yükü ve SphereTEC teknolojisi ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Yapısal özellikleri sayesinde, süt dişleri gibi küçük kavite yapılarında da etkili bir restorasyon sağlamaktadır. Bu nedenle, materyalin çocuk hastalarda uzun süreli başarı sağlayabileceği öngörülmektedir.

Bayrak ve arkadaşları (2022), farklı ışık cihazları (Woodpecker LED-E, CarboLED) ve polimerizasyon sürelerinin (10 ve 20 sn) çeşitli restoratif materyallerin yüzey mikrosertliği üzerine etkilerini incelemiştir. Çalışmada dört farklı materyal kullanılmıştır: Filtek Z250 (konvansiyonel kompozit), Filtek Bulk Fill Posterior (bulk-fill kompozit), Beautifil Bulk Restorative (giomer bazlı bulk-fill kompozit) ve ACTIVA Bioactive Restorative (cam iyonomer benzeri bioaktif restoratif). Araştırmada, yüksek ışık şiddeti ve uzun polimerizasyon süresinin yüzey mikrosertliği değerlerini artırdığı bildirilmiştir. Özellikle CarboLED (1400 mW/cm²) cihazı ile polimerize edilen gruplarda, Woodpecker LED-E

(850–1000 mW/cm²) cihazına göre belirgin şekilde daha yüksek mikrosertlik elde edilmiştir. Bu doğrultuda, Filtek Bulk Fill Posterior materyali CarboLED ile 20 saniye polimerizasyon sonrası 113.77 ± 1.57 VHN yüzey mikrosertliği göstermiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan Valo Grand LED cihazı (yaklaşık 1000–1400 mW/cm², geniş spektrum), ışık şiddeti ve spektrum özellikleri bakımından CarboLED’e benzer özellikler göstermektedir. Bu bağlamda, Filtek One Bulk Fill materyali termal siklus öncesinde 100.14 ± 2.04 VHN yüzey mikrosertliği ile Bayrak ve arkadaşları (2022)’nin CarboLED ile elde ettiği 113.77 ± 1.57 VHN değerleriyle uyumlu sonuçlar ortaya koymaktadır. Bu benzerlik, her iki materyalin de yüksek doldurucu içeriğe ve yoğun rezin matriks yapısına sahip olmalarının yanı sıra, yüksek ışık şiddetine sahip cihazlarla polimerize edilmeleriyle açıklanabilir. Bununla birlikte, çalışmamızda uygulanan 10.000 döngü termal siklus sonrasında Filtek One Bulk Fill’in yüzey mikrosertliği 79.29 ± 3.53 VHN’ye düşmüştür. Bayrak ve arkadaşları (2022) çalışmasında yaşlandırma uygulanmamış olması, bu çalışmada böyle bir düşüş gözlenmemesinin olası nedenidir. Bu durum, termal yaşlandırmanın yüzey mikrosertliği üzerinde azaltıcı bir etkiye sahip olduğunu ortaya koymaktadır (Bayrak ve diğerleri, 2022).

Keleş ve Üçüncü’nün (2025) çalışmasında, farklı rezin esaslı restoratif materyallerin üst ve alt yüzeylerine ait Vickers mikrosertlik değerleri ve bu değerlere bağlı olarak polimerizasyon derinlikleri değerlendirilmiştir. Yüzey cilalamanın mikrosertlik oranına dayalı polimerizasyon derinliği ölçümlerinin doğruluğu üzerindeki etkisi ölçülmüştür. Herhangi bir yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır. Çalışmada yer alan Neo Spectra ST HV materyalinin üst yüzey sertliği cilasız durumda 55.25 ± 2.77 VHN, cilalı durumda ise 67.13 ± 4.52 VHN olarak bildirilmiştir. SDR Plus materyali için ise cilalı üst yüzeyde 48.54 ± 5.44 VHN, cilasız durumda ise 43.87 ± 2.00 VHN değerleri elde edilmiştir. Ayrıca cilalı alt yüzey sertlikleri de, Neo Spectra ST HV’nin alt yüzeydeki mikrosertlik değeri 57.97 ± 4.68 VHN iken, SDR Plus’ta bu değer 43.01 ± 3.56 VHN olarak ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda, yaşlandırma öncesi Neo Spectra ST HV grubunun ortalama mikrosertlik değeri 119.25 ± 1.78 VHN iken, SDR Plus grubu için bu değer 46.79 ± 0.95 VHN olarak ölçülmüştür. Termal siklus sonrası ise Neo Spectra ST HV grubunda sertlik 87.3 ± 4.73 VHN’ye, SDR Plus grubunda ise 44.39 ± 1.44 VHN’ye düşmüştür. Her iki çalışmada da Neo Spectra ST HV’nin SDR Plus’a göre anlamlı derecede daha yüksek sertlik değerlerine sahip olduğu görülmektedir. Bu veriler birlikte değerlendirildiğinde, Neo Spectra ST HV’nin daha yüksek doldurucu oranı, küresel doldurucu partikülleri (SphereTEC teknolojisi) ve optimize edilmiş rezin matriks yapısı

sayesinde kısa vadede daha iyi yüzey dayanımı sunduğu anlaşılmaktadır. Bu nedenle, bu materyalin özellikle yük taşıyan bölgelerdeki restorasyonlarda yüzey dayanıklılığı açısından daha avantajlı bir seçenek olabileceği düşünülmektedir (Keleş ve Üçüncü, 2025).

Özduman ve arkadaşları (2023), sekiz farklı kompozit materyali karşılaştırdıkları çalışmalarında, SDR Plus (LVBF-SDR) materyali için üst yüzeyde 37.04 ± 2.27 VHN, alt yüzeyde ise 33.22 ± 2.67 VHN mikrosertlik değeri bildirmiştir. Çalışmada örnekler 4 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde teflon kalıplarda hazırlanmış, polimerizasyon sonrası 24 saat 37°C 'de distile suda bekletilmiş ve herhangi bir termal yaşlandırma uygulanmamıştır. Ayrıca mikrosertlik testi 200 gram yük ve 10 saniye bekleme süresiyle gerçekleştirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise SDR Plus grubunun termal siklus öncesi ortalama mikrosertlik değeri 46.79 ± 0.95 VHN, termal siklus sonrası ise 44.39 ± 1.44 VHN olarak bulunmuştur. Termal siklus öncesi elde edilen değerler, Özduman ve arkadaşlarının bildirdiği üst yüzey değerlerinden (37.04 ± 2.27 VHN) daha yüksektir. Bu farklılığın; kullanılan test parametreleri (bizde 100 g / 15 sn, onlarda 200 g / 10 sn), örnek hazırlama protokolleri ve yaşlandırma uygulanıp uygulanmaması gibi deney koşullarındaki farklılıklardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Her iki çalışmada da SDR Plus materyalinin test edilen materyaller arasında en düşük mikrosertlik değerlerine sahip olması, materyalin düşük doldurucu oranı, düşük viskozitesi ve TEGDMA + modifiye UDMA içerikli matriks yapısının daha düşük çapraz bağlanma yoğunluğuna sahip olmasıyla ilişkilendirilebilir (Özduman ve diğerleri, 2023).

5.2 MATERYALLERİN MİKROSIZINTILARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Mikrosızıntı ile ilgili çalışmalar hem in vivo hem de in vitro olarak yapılmıştır. Bu araştırmalarda, polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülme ile restoratif materyal ve diş dokusu arasındaki termal genleşme farkının mikrosızıntıya neden olarak tedavi başarısını etkileyebileceği belirtilmiştir. Ayrıca, kullanılan dişlerin seçimi, kavitenin hazırlanış şekli, uygulanan materyal ve yöntem, testten önce geçen süre, örneklerin saklama koşulları ve uygulanan termal döngü işlemlerinin de elde edilen sonuçlar üzerinde etkili olduğu vurgulanmıştır (Erdemir ve Yaman, 2011).

Kompozit rezin restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek amacıyla tabakalama yöntemi tercih edilmektedir. Bu uygulama, adeziv bağlantıyı güçlendirerek marjinal sızıntının azaltılmasına katkı sağlamaktadır. Son yıllarda, hastanın koltukta geçirdiği sürenin kısaltılması ve tek seferde uygulanabilmesi amacıyla bulk-fill kompozitlerin kullanımında artış gözlenmektedir. Geleneksel kompozitlerde dayanıklılığı artırmak amacıyla genellikle daha fazla miktarda ve küçük boyutlu doldurucular kullanılırken; bulk-fill kompozitlerde, ışık geçirgenliğini artırmak için daha büyük fakat daha az doldurucu tercih edilmektedir. Doldurucu sistemindeki bu farklılık, ışığın materyal içerisinde daha derin tabakalara ulaşmasını kolaylaştırarak, 4–6 mm kalınlığındaki uygulamaların tek seferde polimerize edilmesini mümkün kılmaktadır. Bulk-fill kompozitler genellikle tek bir grup altında değerlendirilse de; içerik, viskozite, fotobaşlatıcı sistemi ve klinik kullanım alanları açısından farklılıklar göstermektedir (Kopuz ve Erçin, 2024).

Bitim ve polisaj işlemleri, restorasyon yüzeyinin pürüzlülüğünü azaltarak plak birikimini engeller, böylece marjinal adaptasyonu iyileştirir ve mikrosızıntının azalmasına katkı sağlar (Antonson, Yazici, Kilinc, Antonson ve Hardigan, 2011; Cenci, Venturini, Pereira-Cenci, Piva ve Demarco, 2008). Antonson ve arkadaşları (2011), nanofil ve mikrohibrid kompozit örnekleri üzerinde dört farklı bitim ve polisaj sistemi uygulayarak, elde edilen yüzey pürüzlülüğü ve parlaklık değerlerini karşılaştırmış; tüm sistemlerin klinik açıdan kabul edilebilir düzeyde yüzey düzgünlüğü sağladığını, Sof-Lex sisteminin ise en düşük pürüzlülük değerlerini verdiğini bildirmiştir. Ancak sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Çalışmada ayrıca, düzgün yüzeylerin biyolojik uyumu artırdığı ve restoratif başarıya katkı sağladığı vurgulanmıştır (Antonson ve diğerleri, 2011). Cenci ve arkadaşları (2008) ise, farklı polisaj tekniklerinin zamana bağlı olarak kompozit yüzey özelliklerine ve sızdırmazlık kapasitesine etkisini incelemiş; yüzey pürüzlülüğünün artmasının plak birikimi, renklenme ve sekonder çürük oluşum riskini artırdığını göstermiştir (Cenci ve diğerleri, 2008). Bu bilgiler doğrultusunda, bizde çalışmamızda mikrosızıntı testlerinden önce yüzey pürüzlülüğünü azaltmak ve kenar adaptasyonunu optimize etmek amacıyla, katmanlı ve kontrollü aşındırma yapısı sunan Kerr Optidisc (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) polisaj diskleri tercih edilmiştir.

Günümüze kadar mikrosızıntının değerlendirilmesi amacıyla çeşitli yöntemler geliştirilmiş ve kullanıma sunulmuştur. Bu yöntemler arasında boyar madde penetrasyonu, radyoaktif

izotoplar, konfokal lazer tarama mikroskopisi, hava basıncı uygulamaları, bakteriyel infiltrasyon, nötron aktivasyon analizi, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve mikro bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) yer almaktadır (AlHabdan, 2017; Karadağ, 2005). Çalışmalar, boya penetrasyon yönteminin hızlı, ucuz ve radyasyon ya da kimyasal kullanımı gerektirmemesi gibi avantajları sayesinde mikrosızıntı tespitinde en sık tercih edilen yöntem olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda mikrosızıntı değerlendirmesi için hızlı, ekonomik ve radyasyon ya da kimyasal gerektirmemesi nedeniyle boya penetrasyon yöntemi tercih edilmiştir.

Mikrosızıntı çalışmalarında en sık tercih edilen boyalar arasında metilen mavisi (%0.2–2), bazik fuksin (%0.5–2), florosan (%2–20), kristal viyole (%0.05), anilin mavisi (%2), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi (%0.25), eritrosin (%2) ve Rodamin B (%0.2) yer almaktadır (Ayyıldız, Uyar ve Yüzügüllü, 2009).

Hanks ve arkadaşları ile Ferrari ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarda, düşük moleküler ağırlıkları nedeniyle bazik fuksin ve metilen mavisinin, sızıntı analizlerinde tercih edilen etkili boyar maddeler arasında yer aldığını vurgulamışlardır. Ayrıca, numunelerin bu boyalar içinde 1 ile 72 saat arasında değişen sürelerde bekletilmesinin, saptanan mikrosızıntı düzeyleri üzerinde anlamlı bir farklılık oluşturmadığı bildirilmiştir (Ferrari ve García-Godoy, 2002; Hanks, Wataha, Parsell, Strawn ve Fat, 1994). Bu çalışmada da, mikrosızıntının değerlendirilmesinde sıklıkla tercih edilen boyalardan biri olan %0.5'lik bazik fuksin kullanılmıştır ve örnekler boya içerisinde 24 saat süreyle bekletilmiştir.

Kaur ve arkadaşlarının (2024) çalışmasında, endodontik tedavi görmüş premolar dişlerde kullanılan üç farklı restoratif materyalin (akışkan bulk-fill kompozit, fiber takviyeli kompozit, supra-nanodoldurucu kompozit) taramalı elektron mikroskobuyla marjinal uyumları karşılaştırılmış ve SDR Plus (akışkan bulk-fill kompozit) grubunda anlamlı derecede daha düşük marjinal boşluk ($2.99 \pm 0.95 \mu\text{m}$) gözlenmiştir. Marjinal boşluk genişliğinin düşük olması, restorasyon kenarlarının daha iyi adapte olduğunu ve dolayısıyla mikrosızıntı riskinin azalabileceğini göstermektedir. Benzer şekilde, bu çalışmada da SDR Plus materyali, süt ikinci molar dişlerde yapılan sınıf II restorasyonlarda gingival bölgede en düşük mikrosızıntı değerlerinden birini göstermiştir. Bu da SDR Plus'ta marjinal boşluk genişliğinin düşük olduğunu göstermektedir. Farklı kavite tipleri ve yaşlandırma koşullarına rağmen benzer sonuçların elde edilmesi, SDR Plus'ın düşük viskozitesi sayesinde kaviteye

daha iyi adapte olmasının, sızdırmazlık başarısını artıran önemli bir etken olabileceğini düşündürmektedir (Kaur, G., Bansal, R. K., Bansal, M., Bansal, D., Garg, R., Singla, S. ve Gupta, S., 2024).

Gigova ve Hristov (2025), çürüksüz süt ikinci molar dişlerde sınıf II kavite restorasyonlarında kullanılan farklı viskoziteye sahip bulk-fill materyallerin iç ve dış boşluk oluşturma potansiyelini mikro-CT ile değerlendirmiştir. Çalışmada, iç boşluk materyalin kendi içinde yer alan hava boşlukları; dış boşluk ise kompozit ile diş dokusu arasındaki arayüzde oluşan boşluklar olarak tanımlanmıştır. Yazarlar, düşük viskoziteli SDR materyalinin her iki boşluk türü açısından daha başarılı olduğunu; yüksek viskoziteli materyallerde ise özellikle iç boşluk oluşumunun arttığını bildirmiştir (Gigova ve Hristov, 2025). Bizim çalışmamızda ise materyal ile diş dokusu arasındaki arayüzde oluşan boşluklar bağlı oluşabilecek sızıntı, mikrosızıntı testiyle değerlendirilmiştir. Gingival bölgede en düşük mikrosızıntının SDR Plus materyalinde görülmesi, Gigova ve Hristov'un düşük viskozite ile daha iyi adaptasyon ilişkisini ortaya koyan bulgularıyla uyumludur. Ancak SDR Plus'ın mikrosertlik ve bağlanma dayanımı açısından en düşük değerlere sahip olması, materyalin adaptasyon başarısına rağmen mekanik açıdan daha zayıf olduğunu düşündürmektedir. Bu durum, restoratif materyal seçiminde sadece adaptasyon değil, uzun ömürlü restorasyonlar için mekanik dayanımın da göz önünde bulundurulması gerektiğini göstermektedir.

Çalışmamızda gingival mikrosızıntı açısından en düşük değer SDR Plus (0.13 ± 0.34) grubunda elde edilmiştir. Bunu sırasıyla Filtek One Bulk Fill (0.44 ± 0.81), Neo Spectra ST HV (1.13 ± 1.09) ve Dyract XP (2.56 ± 1.46) takip etmiştir ($p = 0.001$). Lu ve arkadaşları (2025), Valo Grand LED ışık cihazı kullanarak standart ve yüksek ışık modlarında, konvansiyonel kompozit ve Filtek One Bulk Fill'i mikrosızıntı yönünden karşılaştırmışlardır. Bulk-fill grubunda standart güçte ve yüksek güçte ışıkla polimerizasyon arasında mikrosızıntı açısından anlamlı fark bulunmamıştır ve düşük mikrosızıntı göstermiştir. Konvansiyonel kompozitte ise yüksek güçte ışıkla polimerizasyon sonrası mikrosızıntı artmıştır. Bizim çalışmamızda da standart modda Filtek One Bulk Fill %75 oranında 0 skor (düşük skor) göstermiştir. Bu sonuç bize Filtek One Bulk Fill'in içeriğindeki AUDMA ve AFM gibi monomerlerin büzülmeyi azaltmasına bağlanabilmektedir. Lu ve arkadaşlarının çalışmasında, yüksek güçlü kısa süreli ışığın tüm materyaller için uygun

olmadığı; mikrosızıntıyı azaltmak ve restorasyonun başarısını korumak için, ışık şiddeti ve süresinin materyalin özelliklerine göre seçilmesi gerektiği vurgulanmıştır (Lu, Cai ve Zhou, 2025).

Güngör ve arkadaşları (2014), süt ve daimi molar dişlerde oluşturulan sınıf II kavitelere farklı adeziv sistemler ve astar (liner) materyalleri kullanılarak yapılan kompozit restorasyonlarda mikrosızıntı düzeylerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada, oklüzal bölgede süt ve daimi dişler arasında anlamlı fark bulunmazken, gingival bölgede süt dişlerinde mikrosızıntının daimi dişlere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu durum, süt dişlerinin daimi dişlere göre daha ince mine ve dentine sahip olması, daha düşük mineral içeriği ve daha fazla dentin tübülü içermesi ile açıklanmaktadır. Mevcut çalışmamızda yalnızca süt ikinci molar dişler değerlendirilmiş ve benzer şekilde gingival bölgede oklüzale kıyasla daha yüksek mikrosızıntı değerleri elde edilmiştir. Bu bulgu, süt dişlerinin morfolojik ve histolojik özelliklerinin kenar sızdırmazlığı üzerinde olumsuz etkiler oluşturabileceğini desteklemektedir (Güngör, Canoğlu ve Çehreli, 2014).

Xie ve arkadaşlarının (2008) gerçekleştirdiği çalışmada, konvansiyonel akışkan kompozit, kompomer ve cam iyonomer materyalleriyle yapılan restorasyonlarda mikrosızıntı düzeyleri de değerlendirilmiştir. Çalışmada %2 metilen mavisi kullanılarak ve 1500 döngü termal siklus uygulanarak yapılan testler sonucunda, en düşük mikrosızıntı düzeyleri akışkan kompozit grubunda, en yüksek düzeyler ise cam iyonomer grubunda saptanmıştır. Kompomer materyallerin sızdırmazlık başarısı ise bu iki grup arasında yer almıştır. Benzer şekilde, bizim çalışmamızda %0,5 bazik fuksin kullanılarak ve 500 döngü termal siklus uygulanarak yapılan mikrosızıntı testinde, en düşük sızıntı değerleri düşük viskoziteli bulk-fill materyal grubunda gözlenmiş; kompomer materyal ise daha yüksek sızıntı skorları ile dikkat çekmiştir. Her iki çalışmada da kompomer materyalin sızdırmazlık açısından zayıf performans göstermesi, materyal sınıfı ve akışkanlık özelliklerinin mikrosızıntı üzerine doğrudan etkili olduğunu ortaya koymaktadır (Xie, Zhang, Wu, Chen ve Liu, 2008). Bu durum, akışkan viskoziteye sahip materyallerin kavite duvarlarına daha iyi adapte olarak boşluk oluşumunu azalttığını ve böylece kenar sızdırmazlığını artırdığını göstermektedir.

Daneshyar ve arkadaşlarının (2024) gerçekleştirdiği in vitro çalışmada, süt ikinci molar dişlerde sınıf II restorasyonlar sonrasında iki farklı kompozit materyalin mikrosızıntı düzeyleri karşılaştırılmıştır. Çalışmada, düşük viskoziteli bulk-fill kompozit ile

konvansiyonel akışkan kompozit materyal karşılaştırılmış; düşük viskoziteli bulk-fill grubunun daha az mikrosızıntı gösterdiği ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu bildirilmiştir ($p = 0.019$). En yüksek boya penetrasyonu skoru akışkan kompozit grubunda %63 oranında gözlenmiş, buna karşın düşük viskoziteli bulk-fill grubunda bu oran %29.6'da kalmıştır. Bu sonuç, bizim çalışmamızda düşük viskoziteli bulk-fill kompozit uygulanan grupta gözlenen düşük mikrosızıntı bulgularıyla paralellik göstermektedir. Her iki çalışmada da bu materyal grubunun kavite adaptasyonunu artırması ve polimerizasyon stresini azaltma kapasitesine sahip olması, sızdırmazlık başarısını olumlu yönde etkileyen başlıca etkenler olarak değerlendirilmektedir (Daneshyar, Yadegari, Soltanian ve Tayebi Assistant Professor, 2024).

Mosharrafian ve arkadaşlarının (2023) çalışmasında, hem bulk-fill hem de konvansiyonel kompozit uygulanan gruplarda dentin sınırındaki mikrosızıntı düzeyleri, mine sınırına kıyasla anlamlı ölçüde daha yüksek bulunmuştur. Yazarlar bu durumu, servikal bölgede düzgün bir mine sınırı elde etmenin zorluğu ve dentin ile bağlanmanın mineye göre daha fazla teknik hassasiyet gerektirmesiyle açıklamıştır. Benzer şekilde, çalışmamızda da tüm materyal gruplarında (SDR Plus hariç) gingival bölgede mikrosızıntı düzeyleri oklüzal bölgeye göre daha yüksek bulunmuş; gingival bölgedeki mikrosızıntı değerleri arasında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p < 0.05$). Oklüzal bölgede ise gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu bulgular, dentin sınırına yerleşen restorasyon kenarlarında adeziv sistemlerin daha az etkili olabileceğini ve mikrosızıntı kontrolünün servikal bölgelerde daha fazla dikkat gerektirdiğini ortaya koymaktadır (Mosharrafian, Farahmand, Poorzandpoush, Hosseinipour ve Kahforushan, 2023).

Tolouei ve arkadaşlarının (2019) gerçekleştirdiği in vitro çalışmada, süt ikinci molar dişlerde sınıf II kavitelere uygulanan bulk-fill kompozit, konvansiyonel kompozit ve hibrit cam iyonomer materyallerin mikrosızıntı düzeyleri karşılaştırılmıştır. Çalışmada, hem oklüzal hem de gingival bölgelerde materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0.05$). Ancak tüm gruplarda, gingival bölgedeki mikrosızıntı düzeyleri oklüzal bölgeye kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur ($p < 0.001$). Yazarlar bu durumu, gingival sınırın genellikle dentin dokusuna denk gelmesi ve dentine bağlanmanın mineye kıyasla daha zayıf olmasıyla açıklamıştır. Benzer şekilde, bizim çalışmamızda da tüm materyal gruplarında (SDR Plus hariç) gingival mikrosızıntı düzeyi oklüzal bölgeye

göre daha yüksek bulunmuştur. Bu bulgular, servikal bölgedeki bağlanmanın restorasyonların marjinal sızdırmazlığı üzerinde belirleyici bir faktör olduğunu ortaya koymaktadır (Tolouei, Ghasemi, Askarizadeh ve Professor, 2020).

5.3 MATERYALLERİN MİKROGERİLİM BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi, 0,5 mm² ile 1,5 mm² arasında değişen küçük kesit alanlarının esas alındığı, bu sayede gerilmenin örnek üzerinde daha homojen dağılmasını sağlayan ve bağlanma dayanımını daha güvenilir şekilde değerlendirmeye imkan tanıyan bir yöntemdir (Güler, Keskin, Görgen, Demir ve Altunsoy, 2013). Bu yöntem, bir diştten çoklu örnek elde etmeye imkan tanınmasının yanı sıra, kolay numune hazırlığı ve düşük varyasyonlu güvenilir sonuçlar sunması nedeniyle de çalışmamızda tercih edilmiştir.

Mikrogerilim testi, bağlanma dayanımını değerlendirmede güvenilir bir yöntem olarak öne çıkmaktadır. Ancak örnek hazırlığında yüksek düzeyde teknik hassasiyet gerektirmektedir. Özellikle halter veya kum saati formundaki numunelerin hazırlanması sırasında, arayüzlerde oluşabilecek yapısal bozukluklar, test sonuçlarını olumsuz etkileyebilmektedir. Ayrıca el ile yapılan işlemler, örneklerin zarar görme riskini artırarak standardizasyonu güçleştirmektedir (Ghassemieh, 2008; Hosoya, Kawada, Ushigome, Oda ve Garcia-Godoy, 2006). Halter ve kum saati formlu örneklerle kıyasla, çubuk şeklindeki numunelerin hazırlanması daha pratik ve standardizasyon açısından daha elverişlidir. Bu nedenle çalışmamızda mikrogerilim bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için çubuk formundaki örnekler tercih edilmiştir.

Betamar ve arkadaşlarının (2007) gerçekleştirdikleri araştırmada, mikrogerilim testlerinde kullanılan 172 farklı örnek şeklinin test sonuçları üzerindeki etkileri karşılaştırmalı olarak incelenmiş ve şekiller arasında anlamlı bir farklılık olmadığı bildirilmiştir. Bu nedenle, hazırlanmasının daha kolay olması ve benzer sonuçlar vermesi nedeniyle çubuk biçimli örneklerin tercih edilebileceği belirtilmiştir (Betamar, Cardew ve Van Noort, 2007).

Restoratif materyallerin dentine bağlanma kuvvetinin incelenmesi klinik başarı açısından büyük önem taşımaktadır. Ancak, dentin dokusunun bölgesel farklılıkları ve tübül yapısındaki değişkenlikler, aynı materyalle yapılan uygulamalarda bile farklı bağlanma

değerlerinin elde edilmesine yol açabilmektedir (Korkmaz, Gurgan, Fırat ve Nathanson, 2010; Özer, Ünlü ve Sengun, 2003). Süt dişlerinde bağlanma dayanımının düşük olmasının, bu dişlerin morfolojik ve kimyasal yapılarının daimi dişlerden farklı olmasından kaynaklandığı bildirilmektedir. Geniş pulpa odası nedeniyle örnek hazırlığında pulpaya yaklaşıldığı, bu bölgelerde kalsiyum seviyesinin azalmasının da bağlanma dayanımını olumsuz etkilediği belirtilmiştir (Bordin-Aykroyd, Sefton ve Davies, 1992). Ayrıca, süt dişlerindeki düşük bağlanma dayanımı, dentin dokusundaki yapısal farklılıklarla da ilişkilendirilmektedir. Bu dişlerde peritübüler dentinin daha kalın, bağlanmanın esas gerçekleştiği intertübüler dentinin ise daha ince olması, bağlanma yüzeyini azaltarak bağlanma dayanımının düşmesine neden olabilmektedir (Jumlongras ve White, 1997). Süt dişlerine özgü yapısal farklılıklar ve bağlanma kuvvetine yönelik mevcut çalışmaların sınırlı sayıda olması nedeniyle, çalışmamızda süt dişlerinin oklüzal dentin bölgeleri tercih edilmiştir. Ayrıca çürüğe bağlı kimyasal değişkenlikleri elimine etmek amacıyla çürüksüz süt dişlerinin oklüzal dentin yüzeyleri kullanılmıştır (Suwatviroj, Messer ve Palamara, 2004). Yüzeyel dentin tabakasının yetersiz olabileceği göz önünde bulundurularak, restoratif materyaller orta dentin bölgelerine uygulanmıştır. Örnek yüzeylerinde standardizasyonu sağlamak amacıyla, sırasıyla 600, 800 ve 1200 gritlik zımpara kağıtları ile yüzey düzleştirme işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu işlemle, klinikte frezle hazırlanan kavitelere benzer smear tabakası elde edildiği ve bu tabakanın dentin geçirgenliğini azalttığı bildirilmiştir (Baghdadi, 2003; Watanabe, Nakabayashi ve Pashley, 1994).

Xie ve arkadaşlarının (2008) çalışmasında kompomer materyaller, akışkan kompozitlere kıyasla belirgin derecede daha düşük bağlanma dayanımı (15.1 MPa) göstermiştir. Benzer şekilde, çalışmamızda değerlendirilen dört materyal arasında en düşük bağlanma dayanımı kompomer esaslı Dyract XP grubunda (21.58 MPa) elde edilmiştir. Neo Spectra ST HV (34.27 MPa) ve Filtek One Bulk Fill (31.45 MPa) grupları ise anlamlı derecede daha yüksek değerler göstermiştir ($p<0.05$). Bu bulgular, kompomer materyallerin adeziv performansının sınırlı olduğunu ve bu durumun muhtemelen daha düşük doldurucu içeriği, TEGDMA varlığı ve hibrit yapısının dentine kimyasal bağ kapasitesini azaltması ile ilişkili olabileceğini düşündürmektedir. İki çalışmada da kompomerlerin sistematik olarak daha zayıf bağlanma performansı sergilemesi, bu materyal sınıfının yapısal özelliklerinden kaynaklanan bir dezavantaj taşıdığını desteklemektedir (Xie ve diğerleri, 2008).

Literatürde, bağlanma dayanımı ile kırılma tipi arasında doğrudan bir ilişki bulunmadığı ve tek başına bağlanma kuvveti ölçümlerinin, materyalin bağlanma performansını tam olarak yansıtmakta yetersiz kalabileceği ifade edilmiştir (S. K. Sidhu, Sherriff ve Watson, 1999). Bu doğrultuda, mikrogerilim testi sonrasında elde edilen örneklerdeki kopma tipleri stereomikroskop altında değerlendirilmiştir. Çalışmamızda yer alan tüm materyal gruplarında en sık gözlenen kırılma tipi adeziv karakterde olmuştur. Bu bulgu, restoratif materyallerin dentin yüzeyine olan bağlanma dayanımının, materyalin kendi iç yapısal bütünlüğüne kıyasla daha düşük olabileceğini düşündürmektedir. Ayrıca bu durum, literatürde bağlanma kuvveti ile kopma tipi arasında doğrudan bir ilişki kurulamayacağını ve yalnızca bağlanma dayanımı verilerinin, materyalin klinik bağlanma davranışını tam olarak yansıtmada yetersiz kalabileceğini belirten çalışmalarla da paralellik göstermektedir.

Wafaie ve arkadaşlarının (2025) gerçekleştirdiği çalışmada, düşük viskoziteli nanohibrit kompozit (Neo Spectra ST LV, Dentsply Sirona) ve yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit (Filtek One Bulk Fill, 3M ESPE) materyallerin, akışkan yapılı bulk-fill kompozit (G-aenial Bulk Injectable, GC) materyale kıyasla daha yüksek kırılma direnci sunduğu bildirilmiştir. Neo Spectra ST LV, düşük viskoziteye sahip bir nanohibrit universal kompozit olmasına rağmen, yüksek viskoziteli bulk-fill materyalle benzer mekanik performans göstermiştir. Bizim çalışmamızda ise, aynı serinin yüksek viskoziteli versiyonu olan Neo Spectra ST HV (Dentsply Sirona), mikrogerilim bağlanma dayanımı açısından en yüksek değeri göstermiştir (34,2 MPa). Nanohibrit yapıya sahip bu materyalin, optimize edilmiş doldurucu morfolojisi (SphereTEC teknolojisi) ve yüksek doldurucu içeriği sayesinde mekanik olarak güçlendirilmiş bir yapıya sahip olması, bu sonucu desteklemektedir. Her ne kadar her iki çalışmada farklı mekanik parametreler değerlendirilmiş olsa da (kırılma direnci ve bağlanma dayanımı), düşük viskoziteli materyallerin her iki çalışmada da daha zayıf performans göstermesi, materyal viskozitesinin restoratif başarımlar üzerindeki belirleyici etkisini ortaya koymaktadır. Her iki çalışmada da universal adeziv olarak G-Premio Bond (GC) kullanılmış; ancak uygulama protokollerinde farklılık gözlenmiştir. Wafaie ve arkadaşları selektif mine asitleme yöntemini tercih ederken, bu çalışmada self-etch protokolü uygulanmıştır. Self-etch yöntemi, uygulama kolaylığı, dentin yüzeyinde aşırı demineralizasyonu önleme ve daha stabil bir hibrit tabaka oluşturma potansiyeli nedeniyle tercih edilmiştir. Ayrıca, her iki çalışmada da özellikle düşük viskoziteli materyallerde daha sık gözlenen adeziv kopma tipleri, bağlanma bölgesinin materyalin iç yapısına kıyasla daha zayıf bir nokta olabileceğini

düşündürmektedir. Bu durum, yalnızca bağlanma dayanımı verilerinin restoratif materyallerin klinik başarısını açıklamada yetersiz kalabileceğini ortaya koymaktadır. Bizim çalışmamızda da düşük viskoziteli SDR Plus grubunun mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri, yüksek viskoziteli Neo Spectra ST HV ve Filtek One Bulk Fill gruplarına kıyasla anlamlı düzeyde daha düşük bulunmuştur. Bu benzerlik, materyallerin viskozitesinin mekanik performans üzerinde belirleyici bir etken olduğunu ve yüksek viskoziteli yapıların hem kırılma direnci hem de bağlanma dayanımı açısından daha avantajlı sonuçlar sunabileceğini düşündürmektedir. Bağlanma dayanımı ve kırılma direnci mekanik performansı belirleyici olduğundan karşılaştırılmıştır. Sonuçlar benzerlik göstermektedir (Wafaie, Ahmed ve Mahmoud, 2025).

Marovic ve arkadaşları (2022), aralarında bizim çalışmamızda da değerlendirilen SDR Plus ve Filtek One Bulk Fill materyallerinin bulunduğu altı farklı bulk-fill ve iki geleneksel kompozit materyali, sulu ortamda uzun süreli bekletme ve etanolde hızlandırılmış yaşlandırma sonrasında incelemişlerdir. Bizim çalışmamızda farklı bir mekanik test yöntemi (mikrogerilim bağlanma dayanımı) uygulanmış olmakla birlikte, her iki çalışmanın ortak amacı bu materyallerin zamanla gösterdiği yapısal dayanıklılığı değerlendirmektir. Marovic ve arkadaşlarının çalışmasında düşük viskoziteli SDR Plus materyali yaşlandırma sonrası mekanik özelliklerinde belirgin düşüş gösterirken, yüksek viskoziteli Filtek One Bulk Fill materyali daha stabil sonuçlar vermiştir. Benzer şekilde, bizim çalışmamızda da SDR Plus grubunda bağlanma dayanımının en düşük, Filtek One Bulk Fill grubunda ise daha yüksek bulunması, bu bulgularla paralellik göstermektedir. Filtek One Bulk Fill'in yapısında yer alan yüksek molekül ağırlıklı AUDMA monomerleri, stres azaltıcı AFM ajanları ve yüksek doldurucu oranı, polimerizasyon büzülmesini sınırlayarak yaşlandırmaya bağlı mekanik dayanım kaybını en aza indirdiği düşünülmektedir. Bu nedenle, Filtek One Bulk Fill'in klinik uygulamalarda uzun dönem dayanım açısından daha avantajlı bir seçenek olabileceği değerlendirilmektedir (Marovic, D., Par, M., Macan, M., Klarić, N., Plazonić, I. ve Tarle, Z., 2022).

Hegde ve arkadaşları (2023), daimi mandibular molar sınıf II kavitelerde yoğun viskoziteli ve akışkan bulk-fill kompozit rezin esaslı restoratif materyallerin mikrogerilim bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmeyi amaçlamışlardır. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerin, akışkan bulk-fill materyallere göre daha yüksek dayanım

gösterdiğini bildirmiştir. Çalışmada en yüksek değer Filtek Bulk-Fill Posterior (37.75 MPa), en düşük ise akışkan Filtek Bulk-Fill grubunda görülmüştür. SDR Plus için bildirilen 28.21 MPa değeri, çalışmamızdaki 25.29 MPa'a yakındır. Aynı çalışmada yer alan SDR Plus, akışkan bulk-fill grubu içinde en yüksek bağlanma dayanımına (28.21 MPa) sahip olmakla birlikte, yüksek viskoziteli bulk-fill materyallerin altında kalmıştır. Çalışmamızda da SDR Plus, yüksek viskoziteli Filtek One Bulk Fill'e (31.45 MPa) kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı göstermiştir. Her iki çalışmada da, düşük viskoziteli SDR Plus'ın yüksek viskoziteli bulk-fill materyallere kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiği, bunun da materyalin viskozitesi ve doldurucu oranı ile ilişkili olabileceği görülmektedir (Hegde, Vaidya ve Jadhav, 2023).

Bu çalışmanın sonuçları, kontrollü laboratuvar ortamında, belirli protokollere bağlı olarak gerçekleştirilmiş in vitro testlere dayanmaktadır. Kullanılan örneklem büyüklüğü güç analizine göre yeterli düzeyde belirlenmiş olsa da her materyal grubunda sınırlı sayıda örneğin değerlendirilmiş olması ve yalnızca çürüksüz süt ikinci molar dişlerin kullanılması, genellenebilirliği sınırlayan başlıca faktörlerdendir. Ayrıca restorasyon uygulamaları yalnızca bir evrensel adeziv sistemi ve self-etch protokolü ile gerçekleştirilmiş; farklı adeziv sistemler, yüzey işlemleri veya polimerizasyon yöntemlerinin etkileri araştırma kapsamına alınmamıştır. Mikrosızıntı değerlendirmesi için daha uzun süreli yaşlandırma yöntemleri ya da alternatif boyama teknikleri uygulanmamıştır. Mikrosertlik ölçümleri sadece yüzey düzeyinde yapılmış olup, restoratif materyalin farklı derinliklerindeki sertlik değişimi değerlendirilmemiştir. Mikrogerilim testinde her diştten sınırlı sayıda çubuk hazırlanmış ve sadece uygun formlu olanlar analiz edilmiştir; bu durum ölçüm sonuçlarının tüm örnekleri temsil etme gücünü sınırlamaktadır. Ayrıca tüm restoratif işlemlerin manuel olarak gerçekleştirilmiş olması, uygulayıcı kaynaklı farklılıkların sonuçlara etkisini artırabilmektedir. Bu doğrultuda, ileride gerçekleştirilecek çalışmalarda materyal çeşitliliğinin artırılması, farklı uygulama protokollerinin değerlendirilmesi ve daha kapsamlı örneklem gruplarıyla hem in vitro hem de klinik araştırmalara yer verilmesi önerilmektedir.

6. SONUÇLAR

Süt ikinci molar dişlerde, çocuk diş hekimliğinde güncel olarak kullanılan dört farklı rezin esaslı restoratif materyalin mikrosertlik, mikrosızıntı ve mikrogerilim bağlanma dayanımı özelliklerinin in vitro olarak değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

- a. Termal siklus öncesi mikrosertlik ortalamaları açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0.001$). Neo Spectra ST HV en yüksek mikrosertlik değerine sahip olurken; bunu sırasıyla Filtek One Bulk Fill, Dyract XP Kompomer ve SDR Plus izlemiştir. Bu sıralama hem termal siklus öncesinde hem de sonrasında korunmuştur.
- b. Termal siklus uygulaması sonrasında tüm materyallerde mikrosertlik değerlerinde anlamlı düzeyde azalma gözlenmiştir ($p<0.05$) (H1: Desteklenmedi). Sertlik kaybı miktarları incelendiğinde, Neo Spectra ST HV grubunda en fazla düşüş gözlenmiş; SDR Plus grubunda ise bu düşüş en düşük seviyede kalmıştır.
- c. Oklüzal mikrosızıntı düzeyleri açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmazken ($p>0.05$) (H2b: Desteklendi), gingival bölgede istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0.001$) (H2a: Desteklenmedi). Dyract XP Kompomer grubunda skor 3 ve 4 seviyesindeki gingival sızıntı oranı, SDR Plus ve Filtek One Bulk Fill gruplarına göre anlamlı şekilde daha yüksektir ($p=0.001$).
- d. SDR Plus grubunda mikrosızıntı çoğunlukla düşük seviyelerde gözlenmiş, gingival bölgede %87.5 oranında hiç sızıntı olmamıştır. Dyract XP Kompomer grubunda hem oklüzal hem de gingival mikrosızıntı düzeyleri daha yüksek ortalamalara sahiptir.
- e. Bağlanma dayanımı ortalamaları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0.001$) (H3: Desteklenmedi). Neo Spectra ST HV grubunun ortalama bağlanma dayanımı, diğer tüm materyal gruplarına göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).
- f. Materyallerin bağlanma dayanımı açısından sıralaması: Neo Spectra ST HV > Filtek One Bulk Fill > SDR Plus > Dyract XP Kompomer şeklindedir. Neo Spectra ST HV grubunda yüksek bağlanma dayanımı, dentine yönelik adeziv etkinliğin güçlü olduğunu ortaya

koyarken; Dyract XP Kompomer grubunda düşük bağlanma dayanımı, dentinle adeziv etkileşimin sınırlı kaldığını göstermektedir.

- g. Kopma tipi analizinde tüm gruplarda en sık gözlenen tip adeziv kopma olurken, koheziv kopmalar en az görülmüş ve Neo Spectra ST HV ile SDR Plus gruplarında hiç saptanmamıştır.
- h. Neo Spectra ST HV, Filtek One Bulk Fill, SDR Plus ve Dyract XP materyallerine yönelik yapılacak ileri araştırmalarda, bu dört farklı rezin esaslı restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin daha kapsamlı biçimde değerlendirilebilmesi için hem in vitro hem de in vivo koşullarda gerçekleştirilecek daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.



REFERANSLAR

- 3M Oral Care. (2016). *3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative Technical Product Profile*. St. Paul, MN, USA.
<https://multimedia.3m.com/mws/media/1317671O/technical-product-profile.pdf> adresinden erişildi.
- Abate, P. F., Bertacchini, S. M., Polack, M. A. ve Macchi, R. L. (1997). Adhesion of a compomer to dental structures. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 28(8), 509-12.
- Abdulsamee, N. ve Elkhadem, A. H. (2017). Zirconomer and Zirconomer Improved (White Amalgams): Restorative Materials for the Future. Review. *EC Dental Science*, 134-150.
- Abreu, N. Mr., Sousa, F. B., Dantas, R. V., Leite, P. Kb., Batista, A. U. ve Montenegro, R. V. (2022). Longevity of bulk fill and ormocer composites in permanent posterior teeth: Systematic review and meta-analysis. *American journal of dentistry*, 35(2), 89-96.
- AlHabdan, A. (2017). Review of microleakage evaluation tools. *Journal of International Oral Health*, 9(4), 141. doi:10.4103/jioh.jioh_160_17
- Al-Johani, H., Haider, J., Satterthwaite, J., Borba, M. ve Silikas, N. (2024). A Comprehensive Review of the Multifaceted Characterisation Approaches of Dental Ceramics. *Prosthesis*, 6(5), 1055-1090. doi:10.3390/prosthesis6050077
- Alp, C. K., Gündogdu, C. ve Ahışha, C. D. (2022). The Effect of Gastric Acid on the Surface Properties of Different Universal Composites: A SEM Study. *Scanning*, 2022, 1-10. doi:10.1155/2022/9217802
- Alrahlah, A., Silikas, N. ve Watts, D. C. (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials*, 30(2), 149-154. doi:10.1016/j.dental.2013.10.011

- Alzraikat, H., Burrow, M., Maghaireh, G. ve Taha, N. (2018). Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Operative Dentistry*, 43(4), E173-E190. doi:10.2341/17-208-T
- Andaş, K., Knorst, J. K., Bonifácio, C. C., Kleverlaan, C. J. ve Hesse, D. (2023). Compomers for the restorative treatment of dental caries in primary teeth: An umbrella review. *Journal of Dentistry*, 138, 104696. doi:10.1016/j.jdent.2023.104696
- Antonson, S. A., Yazici, A. R., Kilinc, E., Antonson, D. E. ve Hardigan, P. C. (2011). Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 39, e9-e17. doi:10.1016/j.jdent.2011.01.006
- Anusavice, K. J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*. eBook.Elsevier Health Science.
- Arbildo-Vega, H. I., Lapinska, B., Panda, S., Lamas-Lara, C., Khan, A. S. ve Lukomska-Szymanska, M. (2020). Clinical Effectiveness of Bulk-Fill and Conventional Resin Composite Restorations: Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers*, 12(8), 1786. doi:10.3390/polym12081786
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J. ve Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50-e62. doi:10.1016/j.dental.2009.11.155
- Ateyah, N. ve Akpata, E. (2000). Factors affecting shear bond strength of composite resin to fluorosed human enamel. *Operative dentistry*, 25(3), 216-22.
- Avcılar, İ. H. ve Bakır, Ş. (2023). Use of fiber-containing materials in restorative dentistry. *Journal of Dental Sciences and Education*, 1(2), 49-54. doi:10.51271/JDSE-0010
- Aydın, N., Karaoğlanoğlu, S., Oktay, E. A., Toksoy Topçu, F. ve Demir, F. (2019). Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 229-238. doi:10.15311/selcukdentj.414591

- Ayyıldız, S., Uyar, A. ve Yüzügüllü, B. (2009). Microleakage and the evaluation methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19, 219-226.
- Baghdadi, Z. D. (2003). Bond strengths of Dyract AP compomer material to dentin of permanent and primary molars: phosphoric acid versus non-rinse conditioner. *Journal of dentistry for children (Chicago, Ill.)*, 70(2), 145-52.
- Baltacıoğlu, İ. H., Demirel, G., Kolsuz, M. E. ve Orhan, K. (2024). The Effect of Gravity on Marginal Integrity of Different Flowable Bulk-Fill Resin Composites. *Medicina*, 60(3), 396. doi:10.3390/medicina60030396
- BaniHani, A., Deery, C., Toumba, J., Munyombwe, T. ve Duggal, M. (2018). The impact of dental caries and its treatment by conventional or biological approaches on the oral health-related quality of life of children and carers. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 28(2), 266-276. doi:10.1111/ipd.12350
- Banon, R., Vandenbulcke, J., Van Acker, J., Martens, L., De Coster, P. ve Rajasekharan, S. (2024). Two-year clinical and radiographic evaluation of ACTIVA BioACTIVE versus Compomer (Dyract® eXtra) in the restoration of class-2 cavities of primary molars: a non-inferior split-mouth randomised clinical trial. *BMC Oral Health*, 24(1), 437. doi:10.1186/s12903-024-04132-w
- Baroudi, K. (2015). Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. doi:10.7860/JCDR/2015/12294.6129
- Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Stamatiades, P. ve Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *The Journal of the American Dental Association*, 129(5), 567-577. doi:10.14219/jada.archive.1998.0274
- Bayrak, G. D., Yaman-Dosdogru, E. ve Selvi-Kuvvetli, S. (2022). The Effect of Two Different Light-Curing Units and Curing Times on Bulk-Fill Restorative Materials. *Polymers*, 14(9), 1885. doi:10.3390/polym14091885

- Beazoglou, T., Eklund, S., Heffley, D., Meiers, J., Brown, L. J. ve Bailit, H. (2007). Economic Impact of Regulating the Use of Amalgam Restorations. *Public Health Reports*, 122(5), 657-663. doi:10.1177/003335490712200513
- Betamar, N., Cardew, G. ve Van Noort, R. (2007). Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *The journal of adhesive dentistry*, 9(2), 159-68.
- Bordin-Aykroyd, S., Sefton, J. ve Davies, E. H. (1992). In vitro bond strengths of three current dentin adhesives to primary and permanent teeth. *Dental Materials*, 8(2), 74-78. doi:10.1016/0109-5641(92)90059-L
- Borisova-Papancheva, T., Svetlozarova, S. ve Radomirova, V. (2022). *Flowable composites-advantages and limitations. A systematic review. Scripta Scientifica Medicinae Dentalis* (C. 8).
- Bowen RL. (1965). *Silica-resin direct filling material and method of preparation* (Patent No: 3.). U.S. .
- Brackett, W. W. ve Covey, D. A. (2000). Resistance to condensation of “condensable” resin composites as evaluated by a mechanical test. *Operative dentistry*, 25(5), 424-6.
- Burgess, J. O., Walker, R. ve Davidson, J. M. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry*, 24(5), 465-79.
- Büyükçavuş, E. (2020). Bulk-Fill Kompozit Rezinlere Genel Bakış General Overview of Bulk-Fill Composite Resins. *Aydın Dental*, 7(1), 21-32. doi:10.17932/IAU.DENTAL.2015.009/dental_v07i1002
- Büyükgöze Dindar, M. (2023). Glass ionomer cement: Past and future. *International Academic Research and Reviews in Health Sciences* içinde (ss. 98-100). Serüven yayınevi.
- Campagna, P., Pinto, L. T., Lenzi, T. L., Ardenghi, T. M., de Oliveira Rocha, R. ve Oliveira, M. D. M. (2018). Survival and Associated Risk Factors of Composite Restorations in Children with Early Childhood Caries: A Clinical Retrospective Study. *Pediatric dentistry*, 40(3), 210-214.

- Campos, E. A., Ardu, S., Lefever, D., Jassé, F. F., Bortolotto, T. ve Krejci, I. (2014). Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(5), 575-581. doi:10.1016/j.jdent.2014.02.007
- Candan, Ü. ve Eronat, N. (2022). Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Kompozitler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(1), 1-12.
- Cenci, M. S., Venturini, D., Pereira-Cenci, T., Piva, E. ve Demarco, F. F. (2008). The Effect of Polishing Techniques and Time on the Surface Characteristics and Sealing Ability of Resin Composite Restorations After One-year Storage. *Operative Dentistry*, 33(2), 169-176. doi:10.2341/07-66
- Chen, H. Y., Manhart, J., Hickel, R. ve Kunzelmann, K. H. (2001). Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17(3), 253-9. doi:10.1016/s0109-5641(00)00079-8
- Chen, M.-H. (2010). Update on Dental Nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549-560. doi:10.1177/0022034510363765
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A. ve Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal*, 222(5), 337-344. doi:10.1038/sj.bdj.2017.214
- Cho, K., Rajan, G., Farrar, P., Prentice, L. ve Prusty, B. G. (2022). Dental resin composites: A review on materials to product realizations. *Composites Part B: Engineering*, 230, 109495. doi:10.1016/j.compositesb.2021.109495
- Chuang, S.-F., Jin, Y.-T., Liu, J.-K., Chang, C.-H. ve Shieh, D.-B. (2004). Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Operative dentistry*, 29(3), 301-8.
- Colombo, M., Poggio, C., Lasagna, A., Chiesa, M. ve Scribante, A. (2019). Vickers Micro-Hardness of New Restorative CAD/CAM Dental Materials: Evaluation and Comparison after Exposure to Acidic Drink. *Materials*, 12(8), 1246. doi:10.3390/ma12081246

- Comba, A., Scotti, N., Maravić, T., Mazzoni, A., Carossa, M., Breschi, L. ve Cadenaro, M. (2020). Vickers Hardness and Shrinkage Stress Evaluation of Low and High Viscosity Bulk-Fill Resin Composite. *Polymers*, 12(7), 1477. doi:10.3390/polym12071477
- Combe, E. C. ve Burke, F. J. T. (2000). Contemporary Resin-based Composite Materials for Direct Placement Restorations: Packables, Flowables and Others. *Dental Update*, 27(7), 326-336. doi:10.12968/denu.2000.27.7.326
- Craig RG ve Ward ML. (2005). *Direct Esthetic Restorative Materials: Restorative Dental Materials*. Michigan: Mosby.
- Croll, T. P., Helpin, M. L. ve Donly, K. J. (2004). Multi-colored dual-cured compomer. *Pediatric dentistry*, 26(3), 273-6.
- Çalışkan, M. A., Değirmenci, A., Boyacıoğlu, H. ve Turkun, S. (2024). Yüksek Dolduruculu Akışkan Kompozit Rezinlerin Çarklı Cila Sistemleri ile Parlatıldıktan Sonraki Yüzey Özellikleri ve Renk Değişimleri. *Selcuk Dental Journal*, 11(2), 162-168. doi:10.15311/selcukdentj.1375294
- Daneshyar, F., Yadegari, A., Soltanian, A. ve Tayebi Assistant Professor, S. (2024). Comparison of Microleakage of Two Types of Composites (Tokuyama Bulk flow and Grandiflow) in Restored Primary Teeth: An In Vi tro Study. *J Dent Sch*, 42(3), 120-124. doi:10.22037/jds.v42i3.45311
- Dayangaç, B. (2011). Kompozit rezin restorasyonlar (C. 1, ss. 1-24). Ankara: Quintessence Kitabevi.
- De La Cruz, D. J. ve Águila, M. C. Del. (2024). Effect of two oxygen-inhibiting agents on the surface microhardness of giomer restorative materials. *Acta odontologica latinoamericana : AOL*, 37(2), 99-104. doi:10.54589/AOL.37/2/99
- Demarco, F. F., Collares, K., Correa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R. de ve Opdam, N. J. (2017). Should my composite restorations last forever? Why are they failing? *Brazilian Oral Research*, 31(suppl 1). doi:10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0056

- Demirel, F., Saygılı, G. ve Şahmalı, S. (2003). Comparative mechanical property characterization of three indirect composite resin materials compared with two direct composites. *Polymers for Advanced Technologies*, 14(6), 380-386. doi:10.1002/pat.344
- Dentsply Sirona. (2017). *Dyract® XP The Caries Preventing Restorative*. <https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/product-procedure-brand-categories/restorative/product-categories/direct-restoration/composites-flowables/compomers/ifu/RES-IFU-DyractXP-multilingual-2017-01-19.pdf> adresinden erişildi.
- Dentsply Sirona. (2018a). *Scientific Manual Spectra ST Composites*. Konstanz, Germany. <https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/product-procedure-brand-categories/restorative/product-categories/direct-restoration/composites-flowables/universal-composites/ceram-x-spectra-st/scientific-support-clinical-education/RES-Scientific-Manual-Spectra-ST-Composites-EN.pdf.coredownload.pdf> adresinden erişildi.
- Dentsply Sirona. (2018b). *Scientific Manual SDR ® Plus Bulk Fill Flowable*. <https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/product-procedure-brand-categories/restorative/product-categories/direct-restoration/composites-flowables/posterior-composites/sdr-plus/scientific-support-clinical-education/RES-scientific-information-SDR-plus-scientific-manual-1.pdf.coredownload.pdf> adresinden erişildi.
- Dermata, A., Papageorgiou, S. N., Fragkou, S. ve Kotsanos, N. (2018). Comparison of resin modified glass ionomer cement and composite resin in class II primary molar restorations: a 2-year parallel randomised clinical trial. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 19(6), 393-401. doi:10.1007/s40368-018-0371-7
- DeWald, J. P. (1997). The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: A review of infection control considerations. *Dental Materials*, 13(2), 74-81. doi:10.1016/S0109-5641(97)80015-2

- Dhar, V., Hsu, K., Coll, J., Ginsberg, E., Ball, B., Chhibber, S., ... Tinanoff, N. (2015). Evidence-based Update of Pediatric Dental Restorative Procedures: Dental Materials. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(4), 303-310. doi:10.17796/1053-4628-39.4.303
- Dinçkal Yanıkoğlu, N. ve Sakarya, R. E. (2020). Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: a literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(5), 9720-9734. doi:10.1016/j.jmrt.2020.06.049
- Du, Q., Yu, M., Li, Y., Du, H., Gao, W., Mei, H. ve Liu, S. (2017). Permanent caries experience is associated with primary caries experience: a 7-year longitudinal study in China. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 45(1), 43-48. doi:10.1111/cdoe.12257
- Duangthip, D. ve Lussi, A. (2003). Microleakage and penetration ability of resin sealant versus bonding system when applied following contamination. *Pediatric dentistry*, 25(5), 505-11.
- Ehizogie Paul Adeghe. (2024). The multifaceted role of fluoride in preventing early childhood caries: A comprehensive review. *International Journal of Life Science Research Updates*, 2(1), 009-017. doi:10.53430/ijlsru.2024.2.1.0022
- Elmas, M. S., Göncü Başaran, E. ve İzgi, A. D. (2021). Diş hekimliğinde kullanılan bağlanma dayanımı test metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1-1. doi:10.17567/ataunidfd.820990
- Erdemir, U. ve Yaman, B. (2011). Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve mikrosızıntı araştırma yöntemleri. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 45(1), 25-35.
- Ernst, C.-P., Canbek, K., Euler, T. ve Willershausen, B. (2004). In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clinical Oral Investigations*, 8(3). doi:10.1007/s00784-004-0267-2

- Fatima, A., Ghosh, D. ve Sharma, I. (2024). Various materials which can be used as restorative materials in pediatric dental treatment: A Review. *The Journal of Dental Panacea*, 6(1), 34-36. doi:10.18231/j.jdp.2024.008
- Fejerskov, O., Kidd, E., Nyvad, B. ve Baelum, V. (2009). 'Defining the Disease: An Introduction.' *In Dental caries : the disease and its clinical management 2nd ed.* (John Wiley & Sons., C. 2). Chichester: John Wiley & Sons.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite--state of the art. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 29-38. doi:10.1016/j.dental.2010.10.020
- Ferrari, M. ve García-Godoy, F. (2002). Sealing ability of new generation adhesive-restorative materials placed on vital teeth. *American journal of dentistry*, 15(2), 117-28.
- Fidan, M. ve Dereli, Z. (2021). Akıcı Kompozitler: Bir Literatür Derlemesi. *Selcuk Dental Journal*, 8(3), 902-915. doi:10.15311/selcukdentj.787600
- Franca, C. M., Balbinot, G. de S., Cunha, D., Saboia, V. de P. A., Ferracane, J. ve Bertassoni, L. E. (2022). In-vitro models of biocompatibility testing for restorative dental materials: From 2D cultures to organs on-a-chip. *Acta Biomaterialia*, 150, 58-66. doi:10.1016/j.actbio.2022.07.060
- França, F., Tenuti, J., Broglio, I., Paiva, L., Basting, R., Turssi, C., ... Vieira-Junior, W. (2021). Low- and high-viscosity bulk-fill resin composites: a comparison of microhardness, microtensile bond strength, and fracture strength in restored molars. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 34(2), 173-182. doi:10.54589/aol.34/2/173
- Gaintantzopoulou, M. D., Gopinath, V. K. ve Zinelis, S. (2017). Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1063-1070. doi:10.1007/s00784-016-1848-6

- Gale, M. S. ve Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99. doi:10.1016/S0300-5712(98)00037-2
- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J. ve Neiva, G. (2014). Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk Fill Flowable Composite Resins. *Operative Dentistry*, 39(4), 441-448. doi:10.2341/12-484-L
- Garg Nisha GA. (2015). *Textbook of Operative Dentistry* (C. 3).
- GC Corporation. (2015). *G-Premio Bond Broşürü*. https://www.gc.dental/sea/sites/sea.gc.dental/files/products/downloads/gpremio_bond/brochure/g-premio-bond-brochure.pdf adresinden erişildi.
- Ghassemieh, E. (2008). Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dental Materials*, 24(4), 536-547. doi:10.1016/j.dental.2007.06.022
- Ghilotti, J., Mayorga, P., Sanz, J. L., Forner, L. ve Llena, C. (2023). Remineralizing Ability of Resin Modified Glass Ionomers (RMGICs): A Systematic Review. *Journal of Functional Biomaterials*, 14(8), 421. doi:10.3390/jfb14080421
- Gigova, R. ve Hristov, K. (2025). Micro-CT Assessment of Internal and External Void Formation in Class II Restorations of Primary Molars Using Bulk-Fill Composites. *Materials*, 18(11), 2621. doi:10.3390/ma18112621
- Gökgöz, H. S., Küden, C. ve Yoldaş, O. (2023). The effect of calcium silicate-based materials on the microhardness of different dentin structures. *Yeditepe Dental Journal*, 19(1), 25-30. doi:10.5505/yeditepe.2023.09327
- Göztaş, Z., Tosun, G., Yıldız, E. ve Kahraman, K. (2014). Nanodoldurucu içeren beş farklı kompozitin yüzey sertliği ve pürüzlülüğü açısından değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*, 1(2), 43-48.
- Gujjelwar, S., Dhamande, M., Kambala, S. S., Pathak, A. ve Mangal, K. (2023). Evaluation of effect of incorporating 0.5% Chloramine-T as disinfectant in type III gypsum

product on its setting time and abrasion resistance. *F1000Research*, 12, 796. doi:10.12688/f1000research.133335.1

Güler, Ç., Keskin, G., Görgen, V. A., Demir, P. ve Altunsoy, M. (2013). Süt dişlerinde farklı renklerdeki kompomerlerin mikrogerilim bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 19(2), 106-112.

Güngör, H. C., Canoğlu, E. ve Çehreli, Z. C. (2014). The Effects of Dentin Adhesives and Liner Materials on the Microleakage of Class II Resin Composite Restorations in Primary and Permanent Teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(3), 223-228. doi:10.17796/jcpd.38.3.h551um6313618465

Halvorson, R. H., Erickson, R. L. ve Davidson, C. L. (2004). Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *Operative Dentistry*, 29(1), 105-111.

Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B. ve De Munck, J. (2012). Bonding effectiveness of a new ‘multi-mode’ adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, 40(6), 475-484. doi:10.1016/j.jdent.2012.02.012

Hanks, C. T., Wataha, J. C., Parsell, R. R., Strawn, S. E. ve Fat, J. C. (1994). Permeability of biological and synthetic molecules through dentine. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(4), 475-487. doi:10.1111/j.1365-2842.1994.tb01162.x

Harris, R., Nicoll, A. D., Adair, P. M. ve Pine, C. M. (2004). Risk factors for dental caries in young children: a systematic review of the literature. *Community dental health*, 21(1 Suppl), 71-85. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15072476/> adresinden erişildi.

Hassan, T., Salam, A., Khan, A., Khan, S. U., Khanzada, H., Wasim, M., ... Kim, I. S. (2021). Functional nanocomposites and their potential applications: A review. *Journal of Polymer Research*, 28(2), 36. doi:10.1007/s10965-021-02408-1

- Hegde, V., Vaidya, M. J. ve Jadhav, K. S. (2023). Microtensile Bond Strength of Packable and Flowable Bulk-fill Composite Resin-based Restorative Materials to Dentin. *Journal of Operative Dentistry & Endodontics*, 7(1), 6-10. doi:10.5005/jp-journals-10047-0123
- Hervás-García, A., Martínez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A. ve Fos-Galve, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, 11(2), E215-20.
- Heymann, H. O., Swift E.J. Jr. ve Ritter, A. V. (2014). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Hosoya, Y., Kawada, E., Ushigome, T., Oda, Y. ve Garcia-Godoy, F. (2006). Micro-tensile bond strength of sound and caries-affected primary tooth dentin measured with original designed jig. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 77B(2), 241-248. doi:10.1002/jbm.b.30433
- Ilie, N, Bucuta, S. ve Draenert, M. (2013). Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. *Operative Dentistry*, 38(6), 618-625. doi:10.2341/12-395-L
- Ilie, Nicoleta, Schöner, C., Bücher, K. ve Hickel, R. (2014). An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *Journal of Dentistry*, 42(7), 850-855. doi:10.1016/j.jdent.2014.03.013
- International Organization for Standardization. (2015). *ISO/TS 11405: Dental materials — Testing of adhesion to tooth structure*. Geneva, Switzerland.
- Ismail, O. A., Stape, T. H. S. ve Tezvergil-Mutluay, A. (2023). Concentration effect of DMSO-dry bonding on the stability of etch-and-rinse bonds. *Dental Materials*, 39(12), 1113-1121. doi:10.1016/j.dental.2023.09.013
- Jainaen, A., Palamara, J. E. A. ve Messer, H. H. (2009). The effect of resin-based sealers on fracture properties of dentine. *International endodontic journal*, 42(2), 136-43. doi:10.1111/j.1365-2591.2008.01496.x

- Juloski, J., Carrabba, M., Aragonese, J. M., Forner, L., Vichi, A. ve Ferrari, M. (2013). Microleakage of Class II restorations and microtensile bond strength to dentin of low-shrinkage composites. *American journal of dentistry*, 26(5), 271-7.
- Jumlongras, D. ve White, G. E. (1997). Bond strengths of composite resin and compomers in primary and permanent teeth. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 21(3), 223-9.
- Kanar, Ö., Meşeli, S., Korkut, B., Köken, S., Tağtekin, D. ve Yanıkoğlu, F. (2024). Assessment of a highly-filled flowable composite for the repair of indirect composites. *Journal of Oral Science*, 66(1), 23-0166. doi:10.2334/josnugd.23-0166
- Karacolak, G., Turkun, L. S., Boyacıoğlu, H. ve Ferracane, J. L. (2018). Influence of increment thickness on radiant energy and microhardness of bulk-fill resin composites. *Dental Materials Journal*, 37(2), 206-213. doi:10.4012/dmj.2017-032
- Karadağ, A. G. S. (2005). Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2, 80-88.
- Karaman, E., Yazici, A. R., Ozgunaltay, G. ve Dayangac, B. (2012). Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *The journal of adhesive dentistry*, 14(5), 485-92. doi:10.3290/j.jad.a27794
- Karataş, Ö., İşcan Yapar, M., Özakar İlday, N. ve Bayındır, Y. Z. (2015). Comparison Depth of Cure of Bulk-Fill and Flowable Composite Resins. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 21(3), 216-220. doi:10.5336/dentalsci.2015-44824
- Kaur, G., Bansal, R. K., Bansal, M., Bansal, D., Garg, R., Singla, S. ve Gupta, S. (2024). Evaluation of Marginal Adaptation of SDR Plus, Fiber-Reinforced and Nanofilled Composites in Endodontically Treated Teeth: A Scanning Electron Microscopic Study. *Cureus*. doi:10.7759/cureus.70745

- Keleş, Z. H. ve Üçüncü, M. K. (2025). To polish or not to polish? An evaluation of the accuracy in measuring depth of cure calculated by microhardness ratio. *BMC Oral Health*, 25(1), 987. doi:10.1186/s12903-025-06382-8
- Kelsey, W. P., Latta, M. A., Shaddy, R. S. ve Stanislav, C. M. (2000). Physical properties of three packable resin-composite restorative materials. *Operative dentistry*, 25(4), 331-5.
- Keskus, B. ve Oznurhan, F. (2022). Comparison of physical and mechanical properties of three different restorative materials in primary teeth: an in vitro study. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 23(5), 821-828. doi:10.1007/s40368-022-00734-6
- Kim, K.-H., Ong, J. L. ve Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(6), 642-9. doi:10.1067/mpr.2002.125179
- Kitasako, Y., Sadr, A., Burrow, M. ve Tagami, J. (2016). Thirty-six month clinical evaluation of a highly filled flowable composite for direct posterior restorations. *Australian Dental Journal*, 61(3), 366-373. doi:10.1111/adj.12387
- Knezevic, A., Ristic, M., Demoli, N., Tarle, Z., Music, S. ve Mandic, V. N. (2007). Composite Photopolymerization with Diode Laser. *Operative Dentistry*, 32(3), 279-284. doi:10.2341/06-79
- Kopuz, D. ve Erçin, Ö. (2024). Effect of preheating process on microleakage values of bulk-fill resin composites: an in vitro study. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 30(2), 304-311. doi:10.5336/dentalsci.2023-100781
- Korkmaz, Y., Gurgan, S., Firat, E. ve Nathanson, D. (2010). Shear Bond Strength of Three Different Nano-Restorative Materials to Dentin. *Operative Dentistry*, 35(1), 50-57. doi:10.2341/09-051-L
- Koshi, F., Cengiz, E., Er, F. ve Ulusoy N. (2015). Restoratif Diş Hekimliğinde Nanoteknoloji. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(2), 266-274.

- Kölüş, T. ve Ülker, H. E. (2021). Geçmişten günümüze çürük ve restoratif materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1-1. doi:10.17567/ataunidfd.757278
- Krämer, N. ve Frankenberger, R. (2007). Compomers in restorative therapy of children: a literature review. *International journal of paediatric dentistry*, 17(1), 2-9. doi:10.1111/j.1365-263X.2006.00803.x
- Krifka, S., Börzsönyi, A., Koch, A., Hiller, K.-A., Schmalz, G. ve Friedl, K.-H. (2008). Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel—Human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dental Materials*, 24(7), 888-894. doi:10.1016/j.dental.2007.11.003
- Kwon, Y. H., Kwon, T.-Y., Ong, J. L. ve Kim, K.-H. (2002). Light-polymerized compomers: Coefficient of thermal expansion and microhardness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(4), 396-401. doi:10.1067/mpd.2002.128121
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J. ve Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8), 993-1000. doi:10.1016/j.jdent.2014.05.009
- Liu, Y., Sakaguchi, N., Iijima, M., Islam, M. R. R., Zhang, J., Islam, R., ... Tomokiyo, A. (2023). Effects of Short-Term Exposure of Chloramine-T Solution on the Characteristics of Light-Cured and Chemical-Cured Adhesives. *Polymers*, 15(19), 3995. doi:10.3390/polym15193995
- Lu, Y., Cai, Q. ve Zhou, D. (2025). Effect of rapid high-intensity light curing on micro-leakage in conventional and bulk-fill resin composites. *Frontiers in Materials*, 12. doi:10.3389/fmats.2025.1578638
- Mandikos, M. N., McGivney, G. P., Davis, E., Bush, P. J. ve Carter, J. M. (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(4), 386-395. doi:10.1067/mpd.2001.114267

- Mangal, K., Dhamande, M. M., Sathe, S., Patel, R. ve Dahihandekar, C. (2022). Evaluation of Effective Chloramine-T Concentration to Be Incorporated in Dental Stone for Antimicrobial Activity. *Cureus*. doi:10.7759/cureus.33200
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y. ve Hickel, R. (2000a). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16(1), 33-40. doi:10.1016/s0109-5641(99)00082-2
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y. ve Hickel, R. (2000b). Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of biomedical materials research*, 53(4), 353-61. doi:10.1002/1097-4636(2000)53:4<353::aid-jbm9>3.0.co;2-b
- Marghalani, H. Y. (2010). Post-Irradiation Vickers Microhardness Development of Novel Resin Composites. *Materials Research*, 13(1), 81-87.
- Marovic, D., Par, M., Macan, M., Klarić, N., Plazonić, I. ve Tarle, Z. (2022). Aging-Dependent Changes in Mechanical Properties of the New Generation of Bulk-Fill Composites. *Materials*, 15(3), 902. doi:10.3390/ma15030902
- Marwah N. (2018). *Text book of pediatric dentistry* (4. bs.). New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publisher Ltd.
- Menezes-Silva, R., Velasco, S. R. M., Bastos, R. S., Molina, G., Honório, H. M., Frencken, J. E. ve Navarro, M. F. L. (2019). Randomized clinical trial of class II restoration in permanent teeth comparing ART with composite resin after 12 months. *Clinical Oral Investigations*, 23(9), 3623-3635. doi:10.1007/s00784-018-2787-1
- Meyer, F. ve Enax, J. (2018). Early Childhood Caries: Epidemiology, Aetiology, and Prevention. *International Journal of Dentistry*, 2018, 1-7. doi:10.1155/2018/1415873
- Mills, R. W., Jandt, K. D. ve Ashworth, S. H. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental Journal*, 186(8), 388-391. doi:10.1038/sj.bdj.4800120

- Mitra, S. B., Wu, D. ve Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association* (1939), 134(10), 1382-90. doi:10.14219/jada.archive.2003.0054
- Mittal, N., Gupta, S. ve Resident, J. (2021). *Compomers: A Review of Literature*. *Acta Scientific Dental Sciences* (C. 5). <https://ssrn.com/abstract=4094561> adresinden erişildi.
- Moncada, G., Fernández, E., Mena, K., Martin, J., Vildósola, P., De Oliveira, O. B., ... Gordan, V. V. (2015). Seal, replacement or monitoring amalgam restorations with occlusal marginal defects? Results of a 10-year clinical trial. *Journal of Dentistry*, 43(11), 1371-1378. doi:10.1016/j.jdent.2015.07.012
- Monterubbianesi, R., Orsini, G., Tosi, G., Conti, C., Librando, V., Procaccini, M. ve Putignano, A. (2016). Spectroscopic and Mechanical Properties of a New Generation of Bulk Fill Composites. *Frontiers in physiology*, 7, 652. doi:10.3389/fphys.2016.00652
- Mosharrafian, S., Farahmand, N., Poorzandpoush, K., Hosseinipour, Z. S. ve Kahforushan, M. (2023). In vitro microleakage at the enamel and dentin margins of class II cavities of primary molars restored with a bulk-fill and a conventional composite. *Clinical and Experimental Dental Research*, 9(3), 512-517. doi:10.1002/cre2.729
- Munck, J. De, Landuyt, K. Van, Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P. ve Meerbeek, B. Van. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, 21(11), 999-1007. doi:10.1016/j.dental.2004.11.005
- Murdoch-Kinch, C. A. ve McLean, M. E. (2003). Minimally invasive dentistry. *Journal of the American Dental Association* (1939), 134(1), 87-95. doi:10.14219/jada.archive.2003.0021
- Nezir, M. ve Ozcan, S. (2024). In-vitro evaluation of fracture resistance of teeth restored with different high-viscosity glass ionomer restorative materials and bulk-fill composite resins. *Clinical Oral Investigations*, 28(6), 345. doi:10.1007/s00784-024-05745-9

- Nezir, M. ve Özcan, S. (2024). Bulk fill kompozit rezin restoratif materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 34(3), 224-229. doi:10.17567/ataunidfd.984810
- Nicholson, J. (2023). Progress in eradicating amalgam from restorative dentistry. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 27(2), 63-72. doi:10.5937/bjdm2302063n
- Noort, R. V. (2002). Introduction to dental materials (2. bs., ss. 81-95).
- Noort, R. V. (2013). Introduction To Dental Materials (C. 4, ss. 74-90).
- O'Brien WJ. (2002). *Dental materials and their selection* (C. 10). Chicago: Quintessence.
- Odabasi, D., Guler, C. ve Kucukaslan, D. (2024). Evaluation of the amount of residual monomer released from different flowable composite resins. *BMC Oral Health*, 24(1), 244. doi:10.1186/s12903-024-04005-2
- Olegário, I. C., Hesse, D., Bönecker, M., Imparato, J. C. P., Braga, M. M., Mendes, F. M. ve Raggio, D. P. (2017). Effectiveness of conventional treatment using bulk-fill composite resin versus Atraumatic Restorative Treatments in primary and permanent dentition: a pragmatic randomized clinical trial. *BMC Oral Health*, 17(1), 34. doi:10.1186/s12903-016-0260-6
- Omanović-Miklićanin, E., Badnjević, A., Kazlagić, A. ve Hajlovac, M. (2020). Nanocomposites: a brief review. *Health and Technology*, 10(1), 51-59. doi:10.1007/s12553-019-00380-x
- Osorio, R., Toledano, M., Tay, F. R., Pegado, R. E. ve Carvalho, R. M. (2010). Influence of self-etching primers on dentin permeability and dentin bond strength. *Journal of Dentistry*, 38, 2-10.
- Özduman, Z. C., Oglakci, B., Halacoglu Bagis, D. M., Aydogan Temel, B. ve Eliguzeloglu Dalkilic, E. (2023). Comparison of a Nanofiber-Reinforced Composite with Different Types of Composite Resins. *Polymers*, 15(17), 3628. doi:10.3390/polym15173628

- Özer, F., Ünlü, N. ve Sengun, A. (2003). Influence of dentinal regions on bond strengths of different adhesive systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(6), 659-663. doi:10.1046/j.1365-2842.2003.01064.x
- Özmen, B., Kaya, Z. ve Bodur Güney, H. Z. (2021). Farklı renk kompomerlerin polimerizasyon esnasında direkt ışık geçirgenliklerinin değerlendirilmesi: Radyometrik bir çalışma. *Online Türk Sağlık Bilimleri Dergisi*, 6(1), 112-120. doi:10.26453/otjhs.816289
- Öznurhan, F., Ünal, M., Kapdan, A. ve Öztürk, C. (2015). Flexural and Microtensile Bond Strength of Bulk Fill Materials. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(3), 241-246. doi:10.17796/1053-4628-39.3.241
- Par, M., Gamulin, O., Marovic, D., Klaric, E. ve Tarle, Z. (2015). Raman Spectroscopic Assessment of Degree of Conversion of Bulk-Fill Resin Composites – Changes at 24 Hours Post Cure. *Operative Dentistry*, 40(3), E92-E101. doi:10.2341/14-091-L
- Parra Gatica, E., Duran Ojeda, G. ve Wendler, M. (2023). Contemporary flowable bulk-fill resin-based composites: a systematic review. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 10(1). doi:10.1080/26415275.2023.2175685
- Pássaro, A., Olegário, I., Laux, C., Oliveira, R., Tedesco, T. ve Raggio, D. (2022). Giomer composite compared to glass ionomer in occlusoproximal ART restorations of primary molars: 24-month RCT. *Australian Dental Journal*, 67(2), 148-158. doi:10.1111/adj.12894
- Pehlivan N. ve Karacaer Ö. (2014). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. 31(3), 160-6.
- Peker, Ö., Üniversitesi, M., Fakültesi, H., Diş, Ç., Anabilim, H. ve Türkiye, D. /. (2024). Çocuk diş hekimliğinde kullanılan güncel materyaller. *Dental and Medical Journal–Review*, 6(2), 70-85. <http://www.dergipark.org.tr/dmj> adresinden erişildi.

- Perdigão, J. (2007). New Developments in Dental Adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333-357. doi:10.1016/j.cden.2007.01.001
- Pereira, S. G., Osorio, R., Toledano, M. ve Nunes, T. G. (2005). Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins. *Dental Materials*, 21(9), 823-830. doi:10.1016/j.dental.2005.01.018
- Pérez, M. M., Ghinea, R., Ugarte-Alván, L. I., Pulgar, R. ve Paravina, R. D. (2010). Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *Journal of Dentistry*, 38, e110-e116. doi:10.1016/j.jdent.2010.06.003
- Peskersoy, C., Oguzhan, A. ve Gurlek, O. (2022). The Effect of Flowable Composite Resins on Periodontal Health, Cytokine Levels, and Immunoglobulins. *BioMed Research International*, 2022, 1-11. doi:10.1155/2022/6476597
- Poggio, C., Beltrami, R., Colombo, M., Chiesa, M. ve Scribante, A. (2017). Influence of dentin pretreatment on bond strength of universal adhesives. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 3(1), 30-35. doi:10.1080/23337931.2017.1305273
- Policy on Early Childhood Caries (ECC): Classifications, Consequences, and Preventive Strategies. (2016). *Pediatric dentistry*, 38(6), 52-54.
- Price, R. B. ve Hall, G. C. (1999). In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 30(2), 122-34.
- Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C. ve Gamblin, J. (2007). Direct Composite Restorative Materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 659-675. doi:10.1016/j.cden.2007.04.003
- Radwanski, M., Zmyslowska-Polakowska, E., Osica, K., Krasowski, M., Sauro, S., Hardan, L. ve Lukomska-Szymanska, M. (2025). Mechanical properties of modern restorative “bioactive” dental materials - an in vitro study. *Scientific Reports*, 15(1), 3552. doi:10.1038/s41598-025-86595-7

- Rajeev, V., Arunachalam, R., Nayar, S., Arunima, P. R., Ganapathy, S. ve Vedam, V. (2017). "Ormocer an innovative technology": A replacement for conventional cements and veneer? A comparative in vitro analysis. *European Journal of Dentistry*, 11(01), 058-063. doi:10.4103/ejd.ejd_113_16
- Ratnayake, J., Camilleri, J., Haththotuwa, T. N. ve Huang, J. (2023). In Vitro Biological Testing of Dental Materials (ss. 505-524). doi:10.1007/978-1-0716-2780-8_31
- Riva, Y. R. ve Rahman, S. F. (2019). Dental composite resin: A review (s. 020011). doi:10.1063/1.5139331
- Roberson T., Heymann H., Switz E., Bayne S., Crawford J. ve Leonard R. (2013). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Roberson TM, Heymann HO ve Swift EJ. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (C. 5, ss. 140-258). USA: Mosby Elsevier.
- Roberson T.M., Heymann H.O. ve Swift E.J. (2011). *Art and Science of Operative Dentistry* (ss. 196-215).
- Roeters, J. J. M., Shortall, A. C. C. ve Opdam, N. J. M. (2005). Can a single composite resin serve all purposes? *British Dental Journal*, 199(2), 73-79. doi:10.1038/sj.bdj.4812520
- Rouhollahi, M., Mohammadibasir, M. ve Talim, S. (2012). Comparative depth of cure among two light-cured core build-up composites by surface vickers hardness. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 9(3), 255-61.
- Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bachérius, L., Biebuyck, J. -J., Vreven, J., Lambrechts, P. ve Leloup, G. (2004). Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1090-1101. doi:10.1111/j.1365-2842.2004.01352.x
- Sahetia, A. S., Jain, D. R., Sirsat, P. P., Gulve, M. N., Kolhe, S. J. ve Patel, S. P. (2024). Preheating effect on microhardness and depth of cure of three bulk-fill composite resins: An in vitro study. *Endodontology*. doi:10.4103/endo.endo_56_23

- Sakaguchi, R., Ferracane, J. ve Powers, J. (2019). Testing of Dental Materials and Biomechanics. *Craig's Restorative Dental Materials* içinde (Elsevier., ss. 81-83). St. Louis, Missouri.
- Sakaguchi, R. L., Douglas, W. H. ve Peters, M. C. R. B. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry*, 20(3), 183-188. doi:10.1016/0300-5712(92)90136-Z
- Salerno, M., Derchi, G., Thorat, S., Ceseracciu, L., Ruffilli, R. ve Barone, A. C. (2011). Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dental Materials*, 27(12), 1221-1228. doi:10.1016/j.dental.2011.08.596
- Šalinović, I., Stunja, M., Schauperl, Z., Verzak, Ž., Ivanišević Malčić, A. ve Brzović Rajić, V. (2019). Mechanical Properties of High Viscosity Glass Ionomer and Glass Hybrid Restorative Materials. *Acta stomatologica Croatica*, 53(2), 125-131. doi:10.15644/asc53/2/4
- Salz, U. ve Bock, T. (2010). Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *The journal of adhesive dentistry*, 12(5), 343-71. doi:10.3290/j.jad.a19741
- Sano, H., Ciucchi, B., Matthews, W. G. ve Pashley, D. H. (1994). Tensile Properties of Mineralized and Demineralized Human and Bovine Dentin. *Journal of Dental Research*, 73(6), 1205-1211. doi:10.1177/00220345940730061201
- Santos, M., Fidalgo-Pereira, R., Torres, O., Carvalho, O., Henriques, B., Özcan, M. ve Souza, J. C. M. (2024). The impact of inorganic fillers, organic content, and polymerization mode on the degree of conversion of monomers in resin-matrix cements for restorative dentistry: a scoping review. *Clinical Oral Investigations*, 28(8), 454. doi:10.1007/s00784-024-05829-6
- Saunders, S. A. (2009). Current practicality of nanotechnology in dentistry. Part 1: Focus on nanocomposite restoratives and biomimetics. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, 1, 47-61.

- Schneider, H., Fröhlich, M., Erler, G., Engelke, C. ve Merte, K. (2000). Interaction patterns between dentin and adhesive on prepared Class V cavities in vitro and in vivo. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(1), 86-92. doi:10.1002/(SICI)1097-4636(2000)53:1<86::AID-JBM12>3.0.CO;2-Z
- Selwitz, R. H., Ismail, A. I. ve Pitts, N. B. (2007). Dental caries. *The Lancet*, 369(9555), 51-59. doi:10.1016/S0140-6736(07)60031-2
- Sen, M. (2020). Nanocomposite Materials. *Nanotechnology and the Environment* içinde . IntechOpen. doi:10.5772/intechopen.93047
- Sen Yavuz, B., Kaya, R., Kodaman Dokumacıgil, N., Ozgur, E. G., Bekiroglu, N. ve Kargul, B. (2024). Clinical performance of short fiber reinforced composite and glass hybrid on hypomineralized molars: A 36-month randomized split-mouth study. *Journal of Dentistry*, 144, 104919. doi:10.1016/j.jdent.2024.104919
- Seow, W. K., Leishman, S. J., Palmer, J. E., Walsh, L. J., Pukallus, M. ve Barnett, A. G. (2016). A Longitudinal Observational Study of Developmental Defects of Enamel from Birth to 6 Years of Age. *JDR Clinical & Translational Research*, 1(3), 285-291. doi:10.1177/2380084416655744
- Shimatani, Y., Tsujimoto, A., Barkmeier, W., Fischer, N., Nagura, Y., Takamizawa, T., ... Miyazaki, M. (2020). Simulated Cuspal Deflection and Flexural Properties of Bulk-Fill and Conventional Flowable Resin Composites. *Operative Dentistry*, 45(5), 537-546. doi:10.2341/18-160-L
- Sidhu, S. K., Sherriff, M. ve Watson, T. F. (1999). Failure of resin-modified glass-ionomers subjected to shear loading. *Journal of Dentistry*, 27(5), 373-381. doi:10.1016/S0300-5712(98)00057-8
- Sidhu, S. ve Nicholson, J. (2016). A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 7(3), 16. doi:10.3390/jfb7030016
- Simón-Soro, A. ve Mira, A. (2015). Solving the etiology of dental caries. *Trends in Microbiology*, 23(2), 76-82. doi:10.1016/j.tim.2014.10.010

- Slade, G. D., Spencer, A. J., Davies, M. J. ve Burrow, D. (1996). Intra-oral distribution and impact of caries experience among South Australian school children. *Australian Dental Journal*, 41(5), 343-350. doi:10.1111/j.1834-7819.1996.tb03144.x
- Song, L., Ye, Q., Ge, X., Singh, V., Misra, A., Laurence, J. S., ... Spencer, P. (2016). Development of methacrylate/silorane hybrid monomer system: Relationship between photopolymerization behavior and dynamic mechanical properties. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 104(5), 841-852. doi:10.1002/jbm.b.33435
- Suliman Abdullah Alnujaidi, Abdullah Aldawsari, Ahmad Assari, Abdulrahman Almutlaq ve Tarek A. Soliman. (2023). Water Sorption and Solubility of Silorane Based Composite Compared to Universal Composite. *International Journal of Research and Reports in Dentistry*, 6(2), 100-104.
- Summitt J., Robbins J., Hilton T., Schwartz R. ve Dos Santos Jr J. (2006). *Fundamentals of Oper Dent: a contemporary approach*. Quintessence Pub.
- Suwatviroj, P., Messer, L. B. ve Palamara, J. E. A. (2004). Microtensile bond strength of tooth-colored materials to primary tooth dentin. *Pediatric dentistry*, 26(1), 67-74.
- Tekçe, N., Pala, K., Tuncer, S. ve Demirci, M. (2015). Üç Farklı Kompozit Materyalinin Yüzey Sertliği Üzerinde Polimerizasyon Süresinin Etkisi. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 21(2).
- Tolouei, A., Ghasemi, A., Askarizadeh, N. ve Professor, A. (2020). In Vitro Microleakage of Bulk Fill and Conventional Composites and a Hybrid Glass Ion-omer in Primary Molars. doi:10.22037/jds.v37i4.30524
- Topcu, F. T., Erdemir, U., Sahinkesen, G., Yildiz, E., Uslan, I. ve Acikel, C. (2010). Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 92B(2), 470-478. doi:10.1002/jbm.b.31540

- Ucuncu, M. K., Celiksoz, O., Sen, E., Yucel, Y. Y. ve Dinc, B. (2024). Investigation of the Degree of Monomer Conversion in Dental Composites through Various Methods: An In Vitro Study. *Applied Sciences*, 14(11), 4406. doi:10.3390/app14114406
- Ujiie, M., Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Jurado, C. A., Villalobos-Tinoco, J., Takamizawa, T., ... Miyazaki, M. (2020). Comparison of occlusal wear between bulk-fill and conventional flowable resin composites. *American journal of dentistry*, 33(2), 74-78.
- Uluakay, M., Hüseyin, İ., Yamanel, K. ve Arhun, N. (2011). Kompozit Rezinler Ve Polimerizasyon Büzülmesi. *Ado Klinik Bilimler Dergisi*, 5(2), 895-902.
- Vichi, A., Margvelashvili, M., Goracci, C., Papacchini, F. ve Ferrari, M. (2013). Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clinical Oral Investigations*, 17(6), 1497-1506. doi:10.1007/s00784-012-0846-6
- Wafaie, R. A., Ahmed, B. ve Mahmoud, S. H. (2025). Fracture resistance of molars with class II MOD cavities restored with bulk-fill, no-cap flowable bulk-fill, and conventional resin composite restorative systems after 6-months water storage. *BMC Oral Health*, 25(1), 741. doi:10.1186/s12903-025-05951-1
- Watanabe, I., Nakabayashi, N. ve Pashley, D. H. (1994). Bonding to Ground Dentin by a Phenyl-P Self -etching Primer. *Journal of Dental Research*, 73(6), 1212-1220. doi:10.1177/00220345940730061301
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M. ve Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 24(9), 641-58.
- Wong, A., Subar, P. E. ve Young, D. A. (2017). Dental Caries. *Advances in Pediatrics*, 64(1), 307-330. doi:10.1016/j.yapd.2017.03.011
- World Health Organization. (2022, 31 Mart). Oral health: Fact sheet. 22 Eylül 2025 tarihinde <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/oral-health> adresinden erişildi.

- Worthington, H. V, Khangura, S., Seal, K., Mierzwinski-Urban, M., Veitz-Keenan, A., Sahrman, P., ... Rasines Alcaraz, M. G. (2021). Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent posterior teeth. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2021(8). doi:10.1002/14651858.CD005620.pub3
- Xie, H., Zhang, F., Wu, Y., Chen, C. ve Liu, W. (2008). Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Australian Dental Journal*, 53(4), 325-331. doi:10.1111/j.1834-7819.2008.00074.x
- Yaman, B., Dörter, C., Erdilek, D., Efes, B., Gömeç, Y. ve Büyükgökçesu, S. (2011). The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *Journal of Conservative Dentistry*, 14(2), 136. doi:10.4103/0972-0707.82613
- Yap, A. U., Ng, S. C. ve Siow, K. S. (2001). Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Operative dentistry*, 26(3), 260-6.
- Zanatta, R., Lungova, M., Borges, A., Torres, C., Sydow, H.-G. ve Wiegand, A. (2017). Microleakage and Shear Bond Strength of Composite Restorations Under Cycling Conditions. *Operative Dentistry*, 42(2), E71-E80. doi:10.2341/16-132-L
- Zorzin, J., Maier, E., Harre, S., Fey, T., Belli, R., Lohbauer, U., ... Taschner, M. (2015). Bulk-fill resin composites: Polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials*, 31(3), 293-301. doi:10.1016/j.dental.2014.12.010

EK A

A.1 ETİK KURUL ONAYI

Evrak Tarih ve Sayısı: 27.06.2024-70215

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA ETİK KURULU

Sayı: 9

Tarih: 24.06.2024

Konu: Dr. Öğr. Üyesi Hazal Özcan

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hazal Özcan
Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

İlgi: Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği ABD Başkanlığının 25.04.2024 tarihli yazısı ile Altınbaş Üniversitesi Sağlık Bilimleri Bilimsel Araştırma Etik Kurulunun 2024/13 sayılı yazısı.

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz ve yardımcı araştırmacılığını Dt. Gözde Şahin'in yaptığı 2024/13 dosya numaralı "Süt Dişlerinde Kullanılan Rezin Esaslı Restorasyon Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi" başlıklı çalışma, kurulumuzun 13 Haziran 2024 tarih ve 1 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize sunarım.

Prof. Dr. Mustafa Aydın BARLAS

Sağlık Bilimleri Bilimsel Araştırma

Etik Kurul Başkanı

E-imzalıdır

Ekl: Altınbaş Üniversitesi Sağlık Bilimleri Bilimsel Araştırma Etik Kurulu Karar Formu

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	"Süt Dişlerinde Kullanılan Rezin Esaslı Restorasyon Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi"			
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	2024/13			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Dr. Ö. Üyesi Hazal Özcan			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Çocuk Diş Hekimliği			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Anket	☐		
		Bilimsel araştırma	☒		
		Diğer ise belirtiniz:			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER			
1	İNDEKS	☒	DİĞER:
2	AKADEMİK KURUL / KURUM KARARI	☒	
3	OLGU RAPOR FORMU	☐	
4	BAŞVURU FORMU	☒	
5	HASTA TAKİP FORMU ÖRNEĞİ	☐	
6	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU ÖRNEĞİ	☒	
7	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	
8	DESTEKLEYEN KURULUŞ	☐	
9	LİTERATÜR ÖRNEĞİ	☒	
10	TAAHHÜTNAME	☒	
11	İZİN BELGELERİ	☐	
12	ÖZGEÇMİŞLER	☒	

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 1	Tarih: 13.06.2024
	Yukarıda bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan Sağlık Bilimleri Bilimsel Araştırma Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.	

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA ETİK KURULU

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi *	Katılım **	İmza
Prof. Dr. Mustafa Aydın BARLAS (ETİK KURUL BAŞKANI)	Farmakoloji	Altınbaş Üniversitesi	E K	E H	E H	e-imzalıdır
Prof. Dr. Hatun Hamzade DOĞAN	Tıp Etiği	Altınbaş Üniversitesi	E K	E H	E H	e-imzalıdır
Prof. Dr. Nuray Yılmaz Altıntaş	Ağız Diş ve Çene Cerrahisi	Altınbaş Üniversitesi	E K	E H	E H	e-imzalıdır
Prof. Dr. Mehmet Soy	İç Hastalıkları	Altınbaş Üniversitesi	E K	E H	E H	e-imzalıdır
Doç. Dr. Şükriye Karadayı	Adli Bilimler	Altınbaş Üniversitesi	E K	E H	E H	e-imzalıdır
Dr. Öğr. Üyesi Emir RUŞEN	Nöroloji	Altınbaş Üniversitesi	E K	E H	E H	e-imzalıdır
Dr. Öğr. Üyesi Arzu Temizyürek	Fizyoloji	Altınbaş Üniversitesi	E K	E H	E H	e-imzalıdır

* :Araştırma ile ilişkisi
** :Toplantıda Bulunma

A.2 ETİK KURULA SUNULAN EK DİLEKÇE

Evrak Tarih ve Sayısı: 03.01.2025-78635

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA ETİK KURULU

Sayı: 37
Konu: Dr. Öğr. Üyesi Hazal Özcan

Tarih: 02.01.2025

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hazal Özcan
Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
İlgi: Dr. Öğr. Üyesi Hazal Özcan'a ait 19.12.2024 tarihli başvuru dilekçesi ile Altınbaş
Üniversitesi Sağlık Bilimleri Bilimsel Araştırma Etik Kurulunun 26.12.2024 tarih ve 7 sayılı toplantı tutanağı.

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz ve kurumumuzca onaylanan "Süt Dişlerinde Kullanılan Rezin
Esaslı Restorasyon Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi" başlıklı çalışma ile ilgili verilen dilekçe
içeriğindeki değişiklikler **26.12.2024 tarih ve 7 sayılı toplantısında** görüşülmüştür ve etik yönden uygun
bulunmuştur.

Bilgilerinize sunarım.

Prof. Dr. Mustafa Aydın BARIAS

Sağlık Bilimleri Bilimsel Araştırma

Etik Kurul Başkanı

E-İmzalıdır

A.3 GÖNÜLLÜ ONAM FORMU

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU



ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ
AĞIZ VE DİŞ SAĞLIĞI
ARAŞTIRMA VE UYGULAMA MERKEZİ
GENEL BİLGİLENDİRME VE ONAM FORMU

Değerli Hastamız,

Hasta Hakları Yönetmeliği gereği ilk başvurduğunuzda uygulanacak muayene, tedavi planlama vb. gibi işlemler için yazılı onam alınmaktadır.

Hastanın	
Adı Soyadı:	Hasta No:
T.C. Kimlik No:	Cinsiyet: Kadın / Erkek
Doğum Tarihi / Yaşı:	Tarih-Saat:

Altınbaş Üniversitesi Diş Hastanesi Başhekimliği

Hastanın veya yerine onam verecek kişinin **okuma, anlama, konuşma, dil sorunu** mevcut mu?

Evet ☐ Hayır ☐ Cevabınız evet ise Hasta Hakları Sorumlusu ile iletişim kurunuz.

Tercüman gerekiyorsa;

Tercümanın Adı Soyadı: İmza : Tarih:

Tercüman Tc : Tel No :

TEDAVİ SÜRESİ ve RANDEVULAR

Kliniklerin düzeninin ve tedavi programının aksamaması için randevularınıza sadık olmaya ve zamanında gelmeye özen gösteriniz. **Gelmeniz mümkün olmadığında, randevunuzu 24 saat öncesinden iptal ettiriniz.**

GENEL BİLGİLENDİRME

- Tedavi hizmetlerinden yararlanmak isteyen hastalarımızın önce fakültemizin giriş katındaki hasta kabul bölümüne başvurmaları gerekmektedir.
- İlk hasta muayenemiz Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı Klinikleri'nde, çocuk hastaların muayenesi ise Çocuk Diş Hekimliği Kliniği'nde yapılmaktadır. Bu bölümlerde sağlıklı bir tanı için sizden ya da çocuk hastalarınızdan dış röntgen filmi çekilebilir. **(Hamile iseniz mutlaka çalışanlarımıza bilgi veriniz.)** Ön tanı sonucuna göre tedavilerinizin yapılacağı kliniklere sevk edilirsiniz. Size bir dosya veya bilgisayar formuna işlenmiş olarak ön tanı ve ön tedavi planınız verilir ve yönlendirildiğiniz kliniklerde bu tanı ve tedavi planı kesinleştirilir. Tedavi planınıza uygun ya da tercihinize göre muayene olduğunuz ilk klinikteki hekim, primer hekiminiz (hastadan sorumlu hekim) olur.
- Çocuk hastaların muayenesi ve tüm tedavilerinde anne baba ya da yasal vasileri ile birlikte bulunması esastır.**
- Yönlendirildiğiniz bölümlerde tedavilerinize başlamadan önce çocuğunuza/ hastanıza işleme özel bilgilendirme yapıp, onam alınacaktır. Bu bilgilendirme ve onam formlarında çocuğunuza/ hastanıza önerilen tedavi ve müdahaleler, tedaviden beklenen faydalar, sakıncalar, alternatif yöntemler, tedavinin uygulanmaması durumunda karşılaşılabilecek sonuçlar ve iyileşme sürecinde karşılaşılabilecek problemler hakkında size bilgi verilip onamınız istenecektir.

GENEL ONAM

- Aşağıda imzası olan **ben/hastanın vasisi/hastanın velisi**, diş hekimini tarafından hastalığın teşhisi, tedavi planı ve alternatif tedaviler, oluşabilecek yan etkiler ve olası riskler hakkında ayrıntılı olarak bilgilendirildim. Bana önerilen tedavileri onayladım ve kabul ettim.
- Yapılacak tedavilerin başarısının bana da bağlı olduğu, evde üzerime düşen ağız temizliği ve diyet önerilerine uymam gerektiği anlatıldı. **Benim/hastamın** vazgeçmemiz gereken zararlı alışkanlıkları ilgili

önerileri yerine getirmem ve **bana/hastama** yazılacak reçetelerdeki ilaçları tarife uygun doz ve sürelerde kullanmam gerektiğini biliyorum ve kabul ediyorum.

- ☐ **Bana/hastama** önerilen tedavilerin, eğitimi gereği öğrenciler tarafından yapılabilceği, tedavim ile ilgili olmayan hekim ve öğrencilerin tıbbi müdahalemler sırasında bulunabilecekleri bana anlatıldı, bunu biliyor ve kabul ediyorum.
- ☐ Tedavi planlamasının **benim/hastamın** randevularımıza gelmemiz nedeni ile değişebileceğini, mevcut hastalığımda ilerleme gözlenebileceğini, bu durumda yeniden randevu almam gerektiğini, muayene ve röntgenlerimi yenilemem (6 ay ve sonrası) ve kişisel /sağlık bilgilerimi güncellemem gerektiğini biliyor ve kabul ediyorum.
- ☐ Tedavi işleminden önce ve sonra dikkat edilmesi gereken konular **bana/hastama** anlatıldı ve kabul ettim.
- ☐ **Benden/hastamdan** inceleme amacı ile kullanılan dış, doku (kan dahil) vb. doku ve ürünlerinin alınmasına, örneklerimin gerekli tetkiklerim çalışıldıktan sonra kalanlarından (Genetik çalışmalar hariç olmak üzere) kimlik bilgilerim kullanılmadan eğitim, deney/araştırma örneği olarak kullanılabilmesine ve saklama süresi sonunda incelemeleri tamamlanmış örneklerin imha edilmesine izin veriyorum.
- ☐ Tedaviyi kabul ettikten sonra **bana/hastama** alt bilgi, radyografi, fotoğraf, video ve diğer dokümanların eğitim ve/veya bilimsel amaçlı çalışmalarda kimlik bilgilerimin gizli tutularak kullanılmasını kabul edip izin veriyorum.
- ☐ **Bana/hastama** uygulanacak tedavilerin uzun süreli garanti edilemeyeceği anlatıldı, anladım ve kabul ettim.
- ☐ Tesis içinde bulunuşum sırasında personele teslim ettiğim kişisel eşyalarım dışında, kayıp veya zarar görmüş kişisel eşyadan İstanbul Altınbaş Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi ve Dış Hastanesi'ni sorumlu tutmayacağımı anlıyor ve kabul ediyorum.
- ☐ Hastalığım nedeni ile hastanede uygulanacak tüm tanı ve tedavi yöntemlerinin olası maliyeti konusunda gerekli bilgiler **bana/hastama** anlatıldı.
- ☐ Hasta haklarıyla ilgili olarak bilgilendirildim.
- ☐ Bu form üzerindeki tüm bilgileri " okudum veya okuttum , anladım ve kabul ediyorum " yazarak imzalayınız.

Hasta/Yasal Temsilcisi Adı/Soyadı : Dr. Adı – Soyadı :

Tarih /Saat : İmza : Tarih /Saat : Kaşe/ İmza :

* Yasal Temsilci: Vesayet altındakiler için vasi, reşit olmayanlar için anne- baba, bunların bulunmadığı durumlarda 1. derece kanuni mirasçılardır. (Hasta yakınının isminin yanında yakınlık derecesini belirtiniz.

Genel onam hasta dışındaki yasal temsilcisi veya velisi (vasi) tarafından verildi ise lütfen yakınlık derecesini ve hastanın kendisinin imzalamama gerekçesini belirtiniz

.....
.....
.....



ALTINBAŞ BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR UNİVERSİTESİ FORMU

Değerli Hastamız,

Çalışmaya gösterdiğiniz ilgi için teşekkür ederiz. Bu çalışma, Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı'nda görevli Dt.Gözde ŞAHİN tarafından gerçekleştirilecektir.

BİLGİLENDİRME:

Bu çalışma, bilimsel bir araştırma olup, adı “Süt Dişlerinde Kullanılan Rezin Esaslı Restorasyon Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi”dir. Çalışmamızda çürük, çatlak, ortodontik nedenlerle çekimi gereken veya düşmek üzere olup çekilmiş olan süt azı dişlerini kullanarak kavite açacağız ve ardından çeşitli restoratif materyaller uygulayıp materyallerin mekanik özelliklerini inceleyeceğiz. Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır. Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır.

ONAM

Sayın Dt.Gözde ŞAHİN tarafından Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı'nda tıbbi bir çalışma yapacağını belirterek yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir çalışmaya “katılımcı” olarak davet edildim. Eğer bu çalışmaya katılırsam hekim ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri gösteren metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarda söz konusu olan klinik araştırmaya kendi rızamla hiçbir baskı olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

(LÜTFEN AŞAĞIDAKİ BOŞLUĞA ‘Bu Onam Formunu, Okudum, Anladım ve Kabul Ediyorum’ YAZARAK İMZALAYINIZ)

.....
.....
.....
.....

Hasta/Hasta Yakını Adı Soyadı:

Tarih/Saat:

İmza:

Dr. Adı Soyadı:

Tarih/Saat:

Kaşe/İmza

*Yasal Temsilci: Vesayet altındakiler için vasi, reşit olmayanlar için anne-baba, bunların bulunmadığı durumlarda 1.deer e kanuni mirasçılardır (Hasta yakınının isminin yanında yakınlık derecesini belirtiniz).