

OYUN-ERDENE BATGEREL

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

YÜKSEK LİSANS DOKTORA
TEZİ

İSTANBUL-2022

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI İNDİREKT REÇİNE KOMPOZİT
MATERYALLERİ İLE FARKLI TİP YAPIŞTIRMA
SİSTEMLERİ ARASINDAKİ BAĞLANTI KUVVETİNİN İN-
VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

OYUN-ERDENE BATGEREL

**DANIŞMAN
DOÇ.DR.OKTAY YAZICIOĞLU**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

İSTANBUL-2022

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Restoratif Diş Tedavisi Doktora Programında Doktora öğrencisi OYUN-ERDENE BATGEREL tarafından Doç.Dr.Oktay YAZICIOĞLU’nun danışmanlığında hazırlanan “Farklı İndirekt Reçine Kompozit Materyalleri ile Farklı Tip Yapıştırma Sistemleri Arasındaki Bağlantı Kuvvetinin in-vitro Olarak incelenmesi” başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından .../.../2022 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.



İTHAF

Sevgili annem, babam ve abla abilerime ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca benden kıymetli bilgilerini esirgemeyen ve her konuda destekleyen değerli tez danışmanım Doç. Dr. Oktay YAZICIOĞLU,

Bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak doktora eğitimime katkıda bulunan, başta Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Esra YILDIZ olmak üzere Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm kıymetli öğretim üyelerine,

Doktora tezimin deney düzeneğinin hazırlanması, deneylerin yapılması ve verilerin kaydedilmesi sırasında destek ve yardımcı olan İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa SMYO Dr. Öğr. Üyesi Burç GENÇEL, İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Biyomekanik ve Mukavemet Laboratuvarı öğretim üyeleri ve yardımcıları Dr. Ergün Bozdağ'a, Yüksek Makine Mühendisi Fatih YAMAK'a

Doktora eğitimimin keyifli ve güzel geçmesinde büyük öneme sahip olan Dr. Dt. Murat Tiryaki, Dr. Dt. Günçe OZAN, Dt. Ahmet ALSHAWI, Dt. Sevdije BURKE, ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Doktora hayatım boyunca bana en büyük desteği veren, geri kalan hayatımda da daima yanımda yer alacak olan arkadaşlarım Dr. Dt. Meriç BERKMAN, Dt. Hayriye PASIA, Dt. Emine PARMAKSIZ KİTİN'a,

Hayatımın her anını paylaştığım ve başarılarını örnek aldığım abim Ulaankhuu BATGEREL, Boldbayer BATGEREL, ablam Oyuntsetseg BATGEREL'e,

Hayattaki en büyük şansım olan annem Enkhtuya GOMBODORJ ve babam Batgerel OİDOV'a teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 36980

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ	Xİ
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	Xİİ
ÖZET	XVİİİ
ABSTRACT.....	XİX
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçineler	4
2.1.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçinelerin Yapısı	5
2.1.1.1. Organik Matriks Faz.....	5
2.1.1.2. İnorganik Faz	6
2.1.1.3. Ara Faz	7
2.1.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçinelerin Sınıflandırılması	8
2.1.2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçinelerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflaması	8
2.1.2.2. Megafil Kompozitler	9
2.1.2.3. Makrofil ve Midifil Kompozitler	9
2.1.2.4. Minifil Kompozitler	10
2.1.2.5. Mikrofil Kompozitler	10
2.1.2.6. Hibrit Kompozitler	11
2.1.2.7. Nanofil Kompozitler.....	11
2.1.2.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçinelerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması.....	12
2.1.2.9. Kimyasal Yöntemle Polimerize Olan Kompozit Reçineler	12
2.1.2.10. Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reçineler	13
2.1.2.11. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reçineler	14
2.1.2.12. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçinelerin Vizkozitelerine Göre Sınıflandırılması	15

2.1.2.13. Kondanse Olabilen Kompozit Reçineler	15
2.1.2.14. Akışkan Kompozit Reçineler	15
2.2. Diş Hekimliğinde Kompozit Reçinelerdeki Son Gelişmeler	16
2.2.1. Ormoserler	16
2.2.2. İyon Salabilen Kompozit Reçineler	16
2.2.3. Siloranlar	17
2.2.4. Seromerler	18
2.3. İndirekt Restorasyonlar	20
2.3.1. İndirekt Restorasyonların Tarihçesi	22
2.3.2. Posterior İndirekt Restoratif Materyaller	23
2.3.3. İndirekt Restorasyonların Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması	23
2.3.3.1. Direkt Teknik	23
2.3.3.2. İndirekt Teknik	23
2.3.3.3. Semidirekt Teknik	24
2.3.4. İndirekt Restorasyonların Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması	24
2.3.4.1. Süper Işınlama Tekniği	24
2.3.4.2. Sekonder Işınlama Tekniği	24
2.4. İndirekt Restorasyonların Endikasyonları	24
2.4.1. İndirekt Restorasyonların Kontrendikasyonları	25
2.4.2. İndirekt Restorasyonların Avantajları	25
2.4.3. İndirekt Restorasyonların Dezavantajları	26
2.5. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Laboratuvar Kompozit Materyalleri	26
2.5.1. Tescera	27
2.5.2. Gradia	27
2.5.3. Ceramage	28
2.6. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Laboratuvar Kompozit Materyallerin Avantajları	28
2.7. CAD-CAM Sistemler	28
2.7.1. CAD-CAM Sistemlerin Tarihçesi	30
2.7.2. CAD-CAM Sistemlerin Avantajları	30
2.7.3. CAD-CAM Sistemlerin Dezavantajları	31
2.7.4. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	31

2.7.4.1. Feldspatik Seramikler	32
2.7.4.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	33
2.7.4.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler	33
2.7.4.4. Sinterlenen Oksit Seramikler	34
2.7.4.5. Nanoseramikler	36
2.7.4.6. Hibrit Seramikler	36
2.7.4.7. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler	37
2.7.4.8. Kompozitler	37
2.7.4.9. Polimerler	37
2.7.4.10. Metaller	38
2.7.4.11. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Reçine Esaslı Kompozit Bloklar ...	38
2.8. Adezyon Sistemleri	39
2.8.1. Mineye Bağlanma	41
2.8.2. Dentine Bağlanma	42
2.8.3. Mine ve Dentine Ba�lanan Bonding Sistemler	43
2.8.3.1. Birinci ve İkinci Nesil Adeziv Sistemler	43
2.8.3.2. Üçüncü Nesil Adeziv Sistemler	44
2.8.3.3. Dördüncü ve Beşinci Nesil Adeziv Sistemler	44
2.8.3.4. Altıncı ve Yedinci Nesil Adeziv Sistemler	44
2.9. Di� Hekimliğinde Yapıştırma Simanları	45
2.9.1. İdeal Bir Reçine Simanda Olması Gereken Özellikler	49
2.9.2. Reçine Simanların Polimerizasyon Mekanizmaları	49
2.9.2.1. I�ıkla Polimerize Olan Reçine Simanlar	49
2.9.2.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Reçine Simanlar	50
2.9.2.3. Dual-Cure Polimerize Olan Reçine Simanlar	50
2.9.2.4. Di� Hekimliğinde Kullanılan Reçine Simanların Yapıştırma Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması	51
2.9.2.5. Asitlenen ve Yıkayan (Etch- and- Rinse) Reçine Simanlar	51
2.9.2.6. Kendinden Asitli (Self- Etch) Reçine Simanlar	52
2.9.2.7. Kendinden Adezivli (Self-Adeziv) Simanlar	53
2.10. Di� Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanım Testleri	54
2.10.1. Laboratuvar Testlerinin Genel Avantajları	54
2.10.2. Di� Hekimliğinde Kullanılan Makro Shear Bond Testleri	55

2.10.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Push/Pull Out Testleri.....	55
2.10.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Makro Tensile Bond Testleri	55
2.10.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Mikro Shear Bond Testleri.....	55
2.10.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Mikro Tensile Bond Testleri	56
2.10.6.1. Mikro Tensile Bond Testleri Avantajları.....	58
2.10.6.2. Mikro Tensile Bond Testleri Dezavantajları.....	59
2.10.6.3. Mikro Tensile Test Metodunu Etkileyen Faktörler	60
2.10.7. Test Metodu ve Örnek Hazırlanmasında Dikkat Edilmesi Gerekenler	61
2.10.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kırılma Dayanım Testleri	62
2.10.9. Diş Hekimliğinde Kullanılan Yorgunluk Direnci Testleri	62
2.10.9.1. Yüzeyde Kopma Kırılma Tipleri.....	62
2.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	63
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	64
3.1. Çalışmada İki Ana Grubumuzda Kullanılacak Dişler ve Restoratif Materyallerin hazırlaması	64
3.2. Lava Ultimate Rely X Ultimate Clicker örneklerin hazırlanması	66
3.3. Lava Ultimate Self adeziv Rely X U 200 örneklerin hazırlanması.....	67
3.4. Gradia Rely X Ultimate Clicker örneklerin hazırlanması.....	67
3.5. Gradia Self adeziv Rely X U 200 örneklerin hazırlanması.....	68
3.6. Tescera ATL Rely X Ultimate Clicker örneklerin hazırlanması.....	69
3.7. Tescera ATL Self adeziv Rely X U 200 örneklerin hazırlanması.....	69
3.8. Ceramage Rely X Ultimate Clicker örneklerin hazırlanması.....	70
3.9. Ceramage Self adeziv Rely X U 200 örneklerin hazırlanması.....	71
3.1.1. Akrilik Bloklar İçin Silikon Kalıp Hazırlanması ve Akrilik Blokların Hazırlanması.....	69
3.1.1.1. Metal Tornaların Negatif Ölçüsü İle Silikon Kalıp Elde Etme Aşamaları..	69
3.2.1. İndirekt Kompozit ve CAD-CAM Kompozit Bloklardan Elde Edilmiş, 3X3 mm Çapındaki Çubukların Hazırlanması.....	79
Önceden hazırlanmış olan dişler ve direkt mikrohibrit kompozitlerin üzerine farklı adeziv sistemle yapıştırılacak olan farklı kompozit ve CAD-CAM Kompozit bloklardan çubukların hazırlanma aşamaları	79
3.4.1. Gradia Örnek Çubukların Hazırlanması.....	82
3.6.1.Tescera ATL Örneklerin Hazırlanması	83

3.8.1.İndirekt Ceramage Kompozit Örneklerin Hazırlanması	85
3.10. Makas Bağlanma Dayanım Testlerinin Uygulama Aşamaları	98
3.11. Işık Mikroskobu ve Taramalı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirme	98
3.12. İstatistiksel Analiz Yöntemleri	98
4. BULGULAR	99
4.1. Shearbond Bağlanma Dayanım Testi Bulguları	99
4.2. Farklı Tip Adeziv Siman Uygulanan Diş ve Kompozit Z250 Gruplarının İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması.....	103
4.3. Diş Gruplarına ve Kompozit Z250 Gruplarına Simante edilen İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması	104
4.4. Diş Gruplarına Simante Edilen Farklı İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında Karşılaştırılması	105
4.5. Kompozit Z250 Gruplarınaa Simante Edilen Farklı İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında Karşılaştırılması.....	107
4.6. Kırılma Tiplerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	108
4.7. SEM Görüntü Analizleri	109
5. TARTIŞMA	118
KAYNAKLAR	151
HAM VERİLER.....	176
ETİK KURUL KARARI	182
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	183
ÖZGEÇMİŞ	184

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1 CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramik Materyallerin Sınıflandırılması	32
Tablo 2-2 Günümüzde Kullanılan Dental Adeziv Reçine Simanlar	47
Tablo 2-3 Diş Hekimliğinde Kullanılan Adeziv Simanların Sınıflandırılması	48
Tablo 3-1 Gruplar ve Kullanılan Materyaller	72
Tablo 3-2 Çalışmamızda Kullanılan Kompozit Reçinelerin İçerikleri	73
Tablo 3-3 Çalışmamızda Kullanılan Reçine Siman Materyallerin İçerikleri	68
Tablo 4-1 Baskı Dayanım, Stres Dayanım Test Sonuçları	99
Tablo 4-2 Kırılma Dayanım Test Sonuçları	100
Tablo 4-3 Stres Dayanım Test Sonuçları	100
Tablo 4-4 Farklı Tip Adeziv Siman Uygulanan Diş ve Kompozit Z250 Gruplarının İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması	103
Tablo 4-5 Diş Gruplarına ve Kompozit Z250 Gruplarına Simante edilen İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması	104
Tablo 4-6 Diş Gruplarına Simante Edilen Farklı İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında Karşılaştırılması	105
Tablo 4-7 Kompozit Z250 Gruplarına Simante Edilen Farklı İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında Karşılaştırılması	106
Tablo 4-8 Kırılma Tiplerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	108
Tablo 4-9 Kırılma Tiplerinde Diş Grubunun Yüzdesel Dağılımı	108
Tablo 4-10 Kırılma Tiplerinde Kompozit Grubunun Yüzdesel Dağılımı	109

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3-1: Metal Torna.....	69
Şekil 3-2: Metal Tornaların Ana Kalıp İçinde Dizilmiş Hali	70
Şekil 3-3: 24 saatte Sertleşen Silikon Ve Katalizör	70
Şekil 3-4: Silikon Renklendirici Pigmentler	71
Şekil 3-5: Akriliğe Polimerize Edilecek Z250 Mikrohibrit Kompozitlerin Kondansasyonu İçin Boşluklu Örneklerin Hazırlanması Silikon Kalıp	71
Şekil 3-6: Otopolimerize Soğuk Akrilik.....	72
Şekil 3-7: Silikon Kalıba Otopolimerize Soğuk Akriliğin Dökülmüş Hali.....	72
Şekil 3-8: Mikrohibrit Z250 Kompozit	73
Şekil 3-9: Demi Ultra LED Polimerizasyon Cihazı	73
Şekil 3-10: Mikrohibrit Z250 Kompozit Polimerizasyon Aşaması	74
Şekil 3-11: Silikon Kalıptan Elde Ettiğimiz Otopolimerizan Akrilik Bloklar.....	74
Şekil 3-12: Hazır Akrilik Bloğun İçerisine Z250 Mikrohibrit Kompozitin Polimerize Edilmiş Hali	75
Şekil 3-13: Standart Yüzey Elde Edilmesi İçin Metaserv Zimparalama Aleti İle Diş ve Z250 Kompozit Örneklerin Hazırlanması	75
Şekil 3-14: Diş ve Z250 Mikrohibrit Kompozitten Elden Edilen Örneklerin Zimparalanmasında Tutmayı Kolaylaştırmak İçin Tasarlanan Metal Torna.....	76
Şekil 3-15: Metal Tornaya Örneklerin Sabitlenmiş Hali.....	76
Şekil 3-16: Silikon Kalıbında Dişlerin Görünümü.....	77
Şekil 3-17: Silikon Kalıbından Dişli Akrilik Bloğun Çıkarılmış Hali	77
Şekil 3-18: Akriliğe Gömülmüş Dişlerin İsoMet İle Mine-Dentin Sınırının 2-3 mm Altından Kesilerek Hazırlanması	78
Şekil 3-19: Mine-Dentin Sınırının 2-3 mm Altından Kesilmiş Hali.....	78
Şekil 3-20: Lava Ultimate Bloklar	79
Şekil 3-21: CAD-CAM Blokların Hazırlanma Aşaması	79
Şekil 3-22: CAD-CAM Sisteminde 3x3 Çapındaki Çubukların Kazınmış Hali	80
Şekil 3-23: Lava Ultimate 9 mm CAD-CAM Bloktan Frezlenmiş Olan Örneklerin 3X3 mm Boyutlarında Kesilmesi İçin Hazırlanmış Hali	80
Şekil 3-24: Örneklerin 3mm Uzunluğunda Kesilmesi	81
Şekil 3-25: Lava Ultimate Örneklerin 3mm Uzunluğunda Hazırlanmış Hali	81

Şekil 3-26: Gradia Labolight ve Steplight Cihazları İle İndirekt Kompozit Çubukların Polimerizasyon İşleminin Tamamlanması.....	82
Şekil 3-27: İndirekt Gradia Kompozit.....	82
Şekil 3-28: Gradia İndirekt Kompozit 3x3 Çubuklar.....	83
Şekil 3-29: Tescera Fırında İndirekt Kompozit Çubukların Polimerizasyon İşleminin Tamamlanması	83
Şekil 3-30: İndirekt Tescera ATL Kompozit.....	84
Şekil 3-31: İndirekt Tescera ATL Kompozitten Elde Edilen 3x3 Çubuklar	84
Şekil 3-32: Ceramage Sublite V ve Solidite V Cihazları İle İndirekt Kompozit Çubukların Polimerizasyon İşleminin Tamamlanması	85
Şekil 3-33: Ceramage İndirekt Kompozit.....	85
Şekil 3-34: Ceramage İndirekt Kompozit 3x3 Çubuklar.....	86
Şekil 3-35: RelyX Ultimate Clicker Reçine Siman.....	86
Şekil 3-36: Self-Adeziv RelyX U200 Reçine Siman	87
Şekil 3-37: Single Bond Universal Adeziv	87
Şekil 3-38: Scotchbond Universal %37 Fosforik Asit	88
Şekil 3-39: Diş ve Z250 Gruba RelyX Ultimate Clicker Öncesi Scotchbond Universal %37 Asit Uygulanması.....	88
Şekil 3-40: Diş ve Z250 Kompozit Gruba RelyX Ultimate Clicker Reçine Siman Öncesi Universal Single Bond Uygulaması	89
Şekil 3-41: Single Bond Universal Adeziv Uygulanmış Yüzeyde Polimerizasyonun Tamamlanması	89
Şekil 3-42: Reçine Siman Hazırlama Aşaması	90
Şekil 3-43: Önceden Hazırlanmış Örneklerle Reçine Simanın Uygulanması	90
Şekil 3-44: Standart Açık İle Bağlantı Sağlaması İçin Numunelerin Ultradent Apeyri İle Sabitlenmesi.....	91
Şekil 3-45: 3x3 mm İndirekt Kompozit Çubukları Ultradent Apeyriye Yerleştirme Aşamaları.....	91
Şekil 3-46: Standart Ağırlığı Kontrol Etmek İçin Hassas Tartı.....	92
Şekil 3-47: Hassas Tartı İle Standart Bir Ağırlığın Çubuklara İletilmesi	92
Şekil 3-48: Shearbond Test Cihazı.....	93
Şekil 3-49: Shearbond Test Cihazında Örneklerin Kırılma Aşamaları.....	93

Şekil 3-50: Örneklerin Adeziv, Koheziv, Miks Tip Kopmalarının Işık Mikroskopi İle Değerlendirilmesi	94
Şekil 3-51: SEM İçin Numunelerin Au-Pd İle Kaplanması İçin Dizilmiş Hali.....	94
Şekil 3-52: SEM’de Bakılacak Örneklerin Au-Pd ile Kaplama Cihazı	95
Şekil 3-53: SEM İçin Rastgele Seçilmiş Örneklerin Au-Pd İle Kaplama Cihazına Yerleştirilip Kaplama İşleminin Tamamlanması	95
Şekil 3-54: Örneklerin Au-Pd İle Kaplanmış Hali.....	96
Şekil 3-55: SEM Zeis EVO LS 10 Cihazı	96
Şekil 3-56: SEM İçin Uygunluk Açısından Görüntü	97
Şekil 3-57: SEM İle Numunelerin İncelenme Aşaması	97
Şekil 4-1: Çalışmamızda Kullanılan Tescera İndirekt Kompozitlerin Basma ve Sıkıştırma Dayanımı Sonuçlarının Dağılımları	101
Şekil 4-2: Çalışmamızda Kullanılan Ceramage İndirekt Kompozitlerinin Basma Ve Sıkıştırma Dayanımı Sonuçlarının Dağılımları	101
Şekil 4-3: Çalışmamızda Kullanılan Lava Ultimate CAD-CAM Kompozit Bloktan Elde Ettğimiz Örneklerin Basma Ve Sıkıştırma Dayanımı Sonuçların Dağılımları.....	102
Şekil 4-4 Çalışmamızda Kullanılan Gradia İndirekt Kompozitlerinin Basma Ve Sıkıştırma Dayanımı Sonuçlarının Dağılımları	102
Şekil 4-5: Diş üzerine RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapında Gradia Örneklerin Bağlanma Yüzeyinde Adeziv Tip Kopmanın x100k ve x 300k Büyütmelerde SEM Görüntüsü	109
Şekil 4-6: Z250 kompozit'e RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Gradia Örneklerin Bağlanma Yüzeyinde Meydana Gelen Miks Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü	110
Şekil 4-7: Z250 kompozit'e RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Gradia Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Koheziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü.....	110
Şekil 4-8:Diş üzerine RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Gradia Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Miks Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü.....	111
Şekil 4-9: Diş üzerine RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapında Ceramage Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Miks Tip Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü.....	111

Şekil 4-10: Diş üzerine RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapında Ceramage Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü.....	112
Şekil 4-11: Z250 kompozit'e RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapında Ceramage Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Koheziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü	112
Şekil 4-12: Z250 kompozit'e RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapında Ceramage Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Miks Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü.....	113
Şekil 4-13 Diş üzerine RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapında Tescera İndirekt Kompozit Örneklerinin BağlanmaYüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü	113
Şekil 4-14: Diş üzerine Rely X Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Tescera İndirekt Kompozit Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü.....	114
Şekil 4-15: Z250 kompozit'e RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Tescera İndirekt Kompozit Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Koheziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü	114
Şekil 4-16: Z250 kompozit'e RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Tescera İndirekt Kompozit Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Miks Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü.....	115
Şekil 4-17: Diş üzerine RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Lava Ultimate Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü	115
Şekil 4-18: Diş üzerine Rely X U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Lava Ultimate Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü.....	116
Şekil 4-19: Z250 kompozit'e RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Lava Ultimate Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Miks Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü.....	116
Şekil 4-20: Z250'ye Rely X Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapında Lava Ultimate Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerde SEM Görüntüsü	117

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

nm: Nanometre

µm: Mikrometre

cm: Santimetre

mm: Milimetre

MPa: Megapascal

kPa: Kilopaskal

sn: Saniye

10-MDP: 10- metakriloksidisildihidrojenfosfat

Bis- GMA: Bisfenol- A- diglisidilmetakrilat

TEGDMA: Trietilenglikol dimetakrilat

UDMA: Uretan dimetakrilat

HEMA: Hidroksietil metakrilat

CAD: Computer aided design (Bilgisayar Destekli Dizayn)

CAM: Computer aided manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

TEM: Transmission electron microscopy, Geçirimli elektron mikroskobu

UV: Kızılötesi

Dk: Dakika

MMA: Metil metakrilat

MMP: Matriks metalloproteinaz

Bis-EMA: Etoksile bisfenol A dimetakrilat

EDMA: Ethylene glycol dimethacrylate

MPTS: 3-methacrylaxy propyl trimethoxysilane

PMMA: Polimetilmetakrilattan

4-MET: 4-Metakriloyloksietil trimellitik asit

NPG-GMA: N- (2-hidroksi-3-metakriloksipropil) N-fenilglisin

LED: Light Emitted Diode

µSBS: Mikro shear test

SS: Standart sapma

μ TBS: Mikrotensile bağlanma dayanım test

RBC: Reçine esaslı kompozit

°C : Santigrat derece

% : Yüzde

pH: Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)

ABD: Amerika Birleşik Devletleri

ISO: International Organization for Standardization

mm/dk: Milimetre/dakika

MDPB: 12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide

ÖZET

Batgerel O. E. (2022), Farklı indirekt reçine kompozit materyalleri ile farklı tip yapıştırma sistemleri arasındaki bağlantı kuvvetinin in-vitro olarak incelenmesi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul.

Bu çalışmada farklı indirekt reçine kompozit materyallerinin diş ve direkt kompozit materyalleri üzerine farklı tip yapıştırma sistemleri kullanılarak makaslama kuvvet direnci testi uygulanıp elde edilen kopma dayanım kuvvetinin in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmada 64 adet boş otopolimerizan akrilik örnek hazırlanmıştır. Bu örneklerin içleri için 32 adet çürüksüz ve restorasyonsuz sağlam insan molar dişi ve 32 adet disk şeklinde Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kompozit örnek kullanılmıştır. Bu materyaller üzerine üretici firmaların önerileri doğrultusunda RelyX U200(3M ESPE GmbH Dental Products, Neuss, Germany) self adeziv reçine siman ve RelyX Ultimate(3M ESPE GmbH Dental Products, Neuss, Germany) total etch adeziv reçine siman uygulanarak iki alt grup oluşturulmuştur. RelyX Ultimate uygulanan gruba Scotchbond Universal Etch(3M ESPE GmbH Dental Products, Neuss, Germany) ile Single Bond Universal(3M ESPE GmbH Dental Products, Neuss, Germany) uygulanmıştır. Gradia (GC Corporation Tokyo, Japan), Ceramage Body(ShofuInc, Kyoto, Japan), Tescera ATL(Bisco Dental Products Richmond, ABD) ve Lava Ultimate(3M ESPE, Seefeld, Germany) materyallerinden üretilen çubuklar simante edilerek deney grupları oluşturulmuştur(n=12). Makaslama kuvvet direnci 230 deney yapılarak ölçülmüştür. Kırık yüzeyler stereo mikroskopta incelenmiş kopma türleri belirlenmiştir. Örnek yüzeyleri SEM taramalı elektron mikroskop ile incelenmiştir. Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS IBM 24,0 Software programı kullanılmış,. veriler Shapiro Wilk's testi, Mann-Whitney U testi ve Ki-Kare testi ile $p<0.05$ düzeyinde anlamlılık ile değerlendirilmiştir. Diş üzerine farklı adeziv sistemlerle simante edilen indirekt restoratif materyallerinin kopma dayanım kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır($p<0.05$). Diş üzerinde en yüksek makas bağlanma direnci kuvveti RelyX Ultimate yapıştırıcısı ile yapıştırılan Ceramage grubunda, en düşük makas bağlanma direnci kuvveti ise RelyX U200 yapıştırıcısı ile yapıştırılan Ceramage grubunda bulunmaktadır. Z250 kompozit blok üzerinde farklı adeziv sistemlerle simante edilen indirekt restoratif materyallerinin kopma dayanım kuvvetlerinde istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark bulunmaktadır($p<0.01$). Kompozit üzerinde en yüksek makas bağlanma direnci kuvveti RelyX Ultimate ile simante edilen Tescera ATL grubunda, en düşük makas bağlanma direnci kuvveti ise RelyX U200 ile simante edilen Lava Ultimate grubunda bulunmaktadır. Bu çalışma sonucunda ağız içerisinde kırılan kompozit restorasyonların veya derin dentin çürüğü bulunan arka bölge diş gruplarının indirekt restorasyonlarla restore edilebileceği ve adeziv siman türünün restorasyonun dayanıklılığı açısından büyük önem taşıdığı bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: İndirekt reçine kompozit, Adeziv reçine siman, Makas bağlanma Kuvveti.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:36980

ABSTRACT

Batgerel O. E. (2022), In-vitro investigation of the bond strength between different indirect resin composite materials and different types of bonding systems, Istanbul University, Institute of Health Sciences, Department of Restorative Dentistry, PhD Thesis, Istanbul.

In this study, it was aimed to apply different indirect resin composite materials on teeth and direct composite materials using different types of bonding systems and to compare the results obtained by applying the shear strength test in vitro. In the study, 64 empty autopolymerizing acrylic samples were prepared. 32 pieces non-carious and non-restorative intact human molar teeth and 32 pieces disc shaped Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) composite samples. Two subgroups were formed by applying RelyX U200 (3M ESPE GmbH Dental Products, Neuss, Germany) self adhesive resin cement and RelyX Ultimate (3M ESPE GmbH Dental Products, Neuss, Germany) total etch adhesive resin cement on these materials with the recommendations of the manufacturers. Scotchbond Universal Etch (3M ESPE GmbH Dental Products, Neuss, Germany) and Single Bond Universal (3M ESPE GmbH Dental Products, Neuss, Germany) were applied to RelyX Ultimate applied group. Cylindrical rod shaped samples obtained from Gradia (GC Corporation Tokyo, Japan), Ceramage Body (ShofuInc, Kyoto), Japan, Tescera ATL (Bisco Dental Products Richmond, USA) and Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany) were cemented and experimental groups were formed (n=12). Shear force resistance was measured by performing 230 experiments. Fractured surfaces were examined by stereomicroscope and fracture types were determined. Sample surfaces were examined by SEM scanning electron microscope. While evaluating the findings obtained in the study, SPSS IBM 24.0 Software program was used for statistical analysis. The data were evaluated with Shapiro Wilk's test, Mann-Whitney U test and Chi-Square test with a significance level of $p < 0.05$. There is a statistically significant difference in the tensile strength of indirect restorative materials cemented on the tooth with different adhesive systems ($p < 0.05$). The highest shear bond strength on the tooth is in the Ceramage group bonded with RelyX Ultimate adhesive, and the lowest shear bond strength is found in the Ceramage group bonded with RelyX U200 adhesive. There is a statistically significant difference in the tensile strength of indirect restorative materials cemented with different adhesive systems on the Z250 composite block ($p < 0.01$). The highest shear bond strength on the composite is in Tescera ATL group cemented with RelyX Ultimate, and the lowest shear bond strength is found in Lava Ultimate group cemented with RelyX U200. As a result of this study, it is found that composite restorations broken in the mouth or deep dentin caries on posterior teeth can be restored with indirect restorations and the adhesive cement type is of great importance for the durability of the restoration.

Keywords: Indirect resin composite, Adhesive resin cement, Shear bond strength.

This work was supported by the Istanbul University Scientific Research Projects. Project No: 36980

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Minimal invaziv yaklaşımların popüler olduğu bu günlerde diş hekimliğinde kullanılan adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler her geçen gün daha ilgi çekici olmaya başlamıştır. Madde kaybına uğramış dişlerin geri kalan diş sert dokularının korunması ve canlılığının devamlılığının sağlanması, diş sert doku bütünlüğünün korunması gibi minimal restoratif diş hekimliğinin temel prensiplerindendir (Skouridoua N ve ark.2013).

Diş hekimliğinde dişlerin, fonksiyonel ve fonetik, biyolojik, mekanik, estetik parametreler arasındaki dengenin oluşturulması son derece önemlidir (Magne ve Belser 2002).

Her zaman minimal invaziv yaklaşımlar ile yapılan diş preparasyonu; diş sert dokuları ve pulpa dokusunda oluşabilecek hasarın minimuma indirgenmesine, kalan diş dokusunun olabildiğince ağızda tutulmasına ve dişlerin olabildiğince doğal fonksiyonlarının yerine getirebilmesine olanak sağlar (Mount ve Ngo 2000). Posterior dişlerde çürük sebebiyle kaybedilen dokunun restorasyonu sırasında dişin doğal anatomik formunu, dayanıklılık ve estetiğin yeniden elde etmek için laboratuvar ortamında hazırlanan intrakuronal restorasyonlar olan inley/onley ve overlay restorasyonlarla da tamamlanabilir.

Intrakuronal restorasyonlar aynı zamanda indirekt restorasyonlar olarak isimlendirilir ve kavite boyutlarına göre inley, onley ve overlay olarak 3 gruba ayrılır. İnley; oklüzal, proksimal ve gingival kavitelerin dahil olduğu fakat dişin çiğneme yüzeyinin tamamen örtülmediği restorasyonlardır. Onley; dişin çiğneme yüzeyinin ve bir veya daha fazla tüberkülün örtüldüğü indirekt restorasyonlardır. Overlay; bütün çiğneyici yüzeyini tüberküllerle beraber içine alan, klinik kuronun bukkal ve lingual yüzeylerini örten restorasyonlardır (Shillingburg 1997; Erdemir 2020). İndirekt teknikte de direkt teknikte olduğu gibi adeziv sistemler kullanılmaktadır. Direkt teknikte kullanılan kompozit materyallerde polimerizasyon büzülmesi gibi komplikasyonların meydana gelme olasılığı vardır. İndirekt teknikte ise laboratuvar kompozit materyalinde veya seramik restorasyonda gerçekleşen polimerizasyon büzülmesi kullanılan reçine simanla sınırlıdır. (Mak ve ark. 2002). Bu yüzden indirekt restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesi nedeniyle gerçekleşen uyumsuzluklar minimumda tutulmakta böylece aproksimal kontak noktaları, oklüzal anatomik yapılar ve marjinal

kenar uyumu açısında mükkemmele yakın sonuçlar elde edilebilmektedir (Amal ve ark.2014). İndirekt restorasyonların yapımı için birçok farklı üretim tekniği bulunmaktadır. Teknolojinin birçok farklı alanında kullanılan optik okuyucuların intraoral bölgenin bilgisayar ortamında görüntülenme olanağını sağlayan CAD/CAM (computer aided design-computer aided manufacturing) tekniği 1977’de ABD’den Bruce Altschuler tarafından bulunmuştur. Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM tekniğinin kullanılması ise 1980’leri bulmaktadır. 1984 yılında Fransız Francois Duret, kendi adını verdiği Duret sistemini daha detaylı geliştirerek tek üyeli restorasyon sistemini elde etmiştir. 1988 yılında ise İsviçre’den Werner Mörmann ve Marco Brandestini, Cerec sistemi ile üretim ve uygulanabilirlik, maliyet gibi parametreleri olabildiğince geliştirip ilk dental CAD/CAM uygulamasını gerçekleştirmiştir (Liu 2005).

Diş hekimliği alanında seramik ve kompozit bloklar geliştirilerek CAD/CAM teknolojisi ile uzun dönem klinik başarı elde edilmek amaçlanmıştır. Sistemin temel prensipleri ise; oldukça hassas bir freze sisteminin, bilgisayar yazılımı kontrolü altında çalıştırılarak metal, seramik veya kompozit bloklardan kuron, köprü ve sabit protez alt yapılarını kazıyarak üretmesi esasına dayanmaktadır (Heffernan ve ark.2002).

1984 yılından itibaren Lava sistemine benzer birçok CAD/CAM sistemi geliştirmişlerdir. Bunlara örnek olarak Cerec, Celay, Duret Cercon, Cicero, Procera sistemleri verilebilir. Son 20 yıl içerisinde CAD/CAM sistemlerin kullanım alanları artmış ve oldukça popüler bir hal almıştır. CAD/CAM sistemlerinde ayrıca alümina ve zirkonyum polikristalleri kullanılmaya başlanmıştır (Griggs 2007). Bilgisayar teknolojisi yardımı ile seramik alt yapıların hazırlanmasında diş hekimliğinde çığır açacak devrimler gelişmiştir (Denissen ark.2000).

Bu çalışmada, CAD/CAM tekniğiyle üretilen, Lava Ultimate nano seramik reçine materyaller, geleneksel yöntemlerle üretilen indirekt laboratuvar reçine esaslı kompozit materyaller, tescera, ceramage, gradia ile üretilen indirekt restorasyonların klinik başarısının karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmada adeziv sistemler ile ilgili birinci hipotezimiz; “Total etch adeziv sistem uygulanan indirekt restorasyonlarla total etch adeziv sistem uygulanmayan gruplar arasında fark vardır” şeklindedir.

Çalışmamızın aşırı madde kaybı bulunan dişlere uygulanan restorasyonlar ile ilgili ikinci hipotezi ise; “Marjinal kenar yükseltilmesini taklit eden Z250 kompozit üzerine uygulanan indirekt restorasyonlar ile diş üzerine uygulanan indirekt restorasyon grupları arasında fark vardır” şeklindedir.

Çalışmamızın posterior dişlerde uygulanan indirekt restorasyon materyalleri ile ilgili üçüncü hipotezi; “CAD-CAM bloklardan elde edilen indirekt kompozitler ile laboratuvar ortamında farklı polimerizasyon teknikleri kullanılarak üretilen indirekt kompozit grupları arasında fark vardır” şeklindedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçineler

Diş hekimliğinde restoratif diş hekimliğinin amacı, doğru tanı ve tedavi sonucunda hastaya kaybolan estetik, fonksiyon ve fonasyonu yeniden kazandırmaktır. Estetik ve doğal görünüme bir bütün olarak bakılırsa kültürel, sosyal, psikolojik faktörlerin etkisiyle bireysel farklılıklar gösterir. Bu nedenle hasta için uygun restorasyon seçeneklerini hastaya sunmak ve gerekli açıklamaları yapmak hekimin sorumluluklarından biridir. Restoratif ve koruyucu diş hekimliğinde dişlerdeki çürük ve defektlerin iyi bir estetik sonuç elde edilerek onarılabilmesi önemlidir. Estetik bir restorasyonun ömrü hem uygulanan tedavi yöntemine hem de hekimin becerisine, kullanılan dolgu maddesine, hastanın ağız hijyenine, hastanın oklüzyonuna, hastanın alışkanlıklarına bağlıdır. Tedavi prosedürlerinde uygulanan estetik restoratif madde olarak ilk şeffaf estetik dolgu materyali 1878'de İngiltere'de Fletcher tarafından geliştirilmiştir. Materyal toz ve likit karışımından oluşmaktadır. Daha sonrasında Steenback ve Ashor tarafından 1903'te geliştirilen silikat simanların kullanımı başlamıştır. Bu simanın önemli bir özelliği de antikaryojenik olmasıdır. Çürük aktivitesi fazla veya çürük riski yüksek olan bireyler için önerilmiştir. Fakat bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar: silikat simanlarının dayanıklılığının az olması, kırılabilirliğinin fazla olması ve pulpaya zararlı etkilerinin bulunmasıdır. Bu nedenlerden dolayı kullanımı yaygınlaşmamış ve günümüzde de kullanılmamaktadır (Dayangaç 2000; Garg ve Garg 2010). 1930 yılında Alman kimya araştırmacıları tarafından metakrilatlar keşfedilmiş ama II. Dünya savaşı nedeni ile 1940'ların sonlarına doğru anca kullanılmaya başlanmıştır. Oda sıcaklığında kimyasal yolla polimetilmetakrilat zincirleri oluşturan bu maddeler, diş hekimliğinde akrilik dolgu maddeleri olarak kullanılmaya başlanmıştır. Akrilik reçinelerin diş hekimliğinde yaygın şekilde kullanılmasına rağmen çok fazla dezavantajları mevcuttur. Yüksek oranda polimerizasyon büzülmesine uğrarlar, renk stabiliteyi ve kenar uyumları diş ile uyumsuzdur, termal genleşme katsayıları yüksektir ve diş sert dokularına bağlanma adezyonlarının zayıftır.

Bu gibi komplikasyonlara sahip olmaları nedeni ile bu alandaki araştırmaların devam etmesine gerek duyulmuştur (Dayangaç 2000; Garg ve Garg 2010; Albers 2002). 1950'lerde akrilik reçinelerin içine alimüno silikat cam inorganik doldurucuların

eklenmesi ile bu doldurucular silan veya polimerlerle kaplanıp polimerizasyon büzülmesinin azaltılması ve materyalin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi yönünde de çalışmalar yapılmıştır (Sakaguchi ve Powers 2012; Albers 2002).

1962 yılında Dr. Rafeel Bowen epoksi reçinelerde bulunan epoksi grupları yerine metakrilat grupların kullanarak Bis-GMA'yı (bisphenol-A glycidylmethacrylate) geliştirmesi ve reçinenin yapısını silika partikülleri ile güçlendirmesi ile diş hekimliğinde büyük değişikliklere imza atmıştır(Willems ve ark. 1993). Kompozit reçineler ilk üretildiği dönemde polimerizasyon aşamaları kimyasal olarak gerçekleşmekteydi. Teknolojinin gelişmesi ile birlikte ultraviyole ışık ile polimerize olan kompozitler ve ardından da görünür ışıkla polimerize olan kompozitler geliştirilmiştir. Günümüze kadar kompozit reçinelerin monomer ve doldurucu partikülleri ile initiat r sistemlerinde çok fazla gelişmeler gerçekleşmiş ve gerçekleşmeye devam etmektedir. Nanopartiküllerin doldurucu partikül olarak kullanılması ile başarılı estetik sonuçlar elde edilmekte, polimerizasyon büzülmesini minimuma indirgenmesi için halka a ılımlına sahip yeni monomer sistemler hedeflemektedir. Geçmiş dönemde çoğunlukla anterior bölgelerde kullanılan kompozit reçineler, günümüzde özellikleri arttırılarak doldurucu oranı iyileştirilerek ve bağlanma kuvveti arttırılarak, kimyasal, estetik ve biyolojik özelliklerinin geliştirilmesi ile anterior bölgelerin yanı sıra posterior bölgede de geniş kullanım alanı bulmaktadır (Arıkan 2005; Dayangaç 2000; Anusavice ve ark. 2013; Garg ve Garg 2010).

2.1.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçinelerin Yapısı

Restoratif diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan kompozit terimi ise iki veya daha fazla fiziksel, kimyasal özelliklerinin 3 boyutlu karışımını ifade etmektedir. Kompozit reçineler 3 alt fazdan oluşmaktadır.

1. Organik matriks faz
2. İnorganik faz
3. Ara faz

2.1.1.1. Organik Matriks Faz

Diş hekimliğinde organik matriks faz kompozit reçinelerin polimer dönüşüm derecesi ile klinik özelliklerini belirler. Organik matriksin içinde monomerler, komonomerler ve initiatorler şeklinde çeşitli aktivatörler bulunur.

Organik matriks kompozit reçineleri kimyasal yöntemle aktive eden bileşendir. Serbest radikallerin polimerizasyon reaksiyonu ile meydana gelir ve bileşenin rijit bir polimere dönüşmesini sağlar. Reçine matriks sisteminin plastik kitle ile sert bir yapıya dönüşen materyalin diş restorasyonlarında uygulanmasına olanak sağlar. Kompozit reçine matriksin içinde yoğunlukla kullanılan monomerleri Bowen'in 1962'de diş hekimliğinde tanıtılan organik reçine matriksi oluşturan ana yapı bisfenol A (bishepnol A) ile glisidil metakrilatın (glycidyl methacrylate) birleşmesi ile viskoze bir sıvı olan bis-glisidil metakrilat (Bis- GMA- bisglycidyl methacrylate) oluşturmaktadır. Daha sonrasında ise iyi bir adezyon sağlaması için ve renk değişimine karşı dirençli olan üreandimetakrilat (UDMA-ürathane dimethacrylate) matriks olarak kullanılmışlardır. Viskozitesi aşırı derecede yüksek olan oligomerler ise hem Bis-GMA hem de UDMA'dır. Dolayısıyla bu viskoziteyi azaltmak için trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA-triethylene glycol dimethacrylate), etilen glikol dimetakrilat (EDMA-ethylene glycol dimethacrylate), metimetakrilat (MMA-methyl methacrylate), aynı zamanda da bisfenol A etoksi dimetakrilat (Bis-EMA-bisphenol A ethoxylated dimethacrylate), ürean tetra metakrilat (UTMA-urethan tetra methacrylate) gibi bazı monomerleri de, matriks sistemine eklemişlerdir. Aynı zaman da organik matriks fazın içinde raf ömrünü uzatmak için 4- metoksifenol (4 methoxyphenol) ve 2, 4, 6- tersiyer bütülfenol (2, 4, 6-tercier butylphenol) ani polimerizasyonu engellemek için inhibitörleri ve polimerizasyonu hızlandırıcı olarak akseleratörler (accelerator), polimerizasyonu başlatıcıları (initiator), UV stabilizatörleri, reçinenin ısı, ışık ve başka yollarla kendi kendine polimerizasyon olmasını engellemek bu inhibitörleri eklemişlerdir (Bowen 1962; Dayangaç 2000; Sakaguchi ve Powers 2012; Garg ve Garg 2010).

2.1.1.2. İnorganik Faz

Kompozit reçinelerin içine fiziksel özelliklerinin mükemmel olmasını sağlamak için inorganik doldurucu partikülleri eklenmiştir. Bu fiziksel özellikler ilavesi ile materyalin mekanik, boyutsal stabilite özelliklerinin artırılması, çekme ve basma dayanımı bükülme modülünü artırılması, diş sert dokularına yakın seffaflığın elde edilmesi, termal genleşme katsayısının azaltılması, materyalin sertliğinin artırılması, polimerizasyon büzülmesinin, viskozitesinin kontrol altında tutulabilmesi, ısı geçirgenliğinin azaltılması, manipulasyon işleminin kolaylaştırılması amaçlanmıştır. Kompozit reçineler büyük oranda inorganik doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Bu

inorganik doldurucu partiküller ise reçine matriks içine dağılmış çeşitli şekillerde ve farklı oranlarda kuartz (kristalin silika), kolloidal silica, borasilikat cam, çinko ve yitrium cam, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat, stronsiyum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, zirkonyum, gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Bu yapılar kompozit reçinelere bazı özellikler kazandırır. Reçinenin radyoopasitesini sağlamak için baryum, stronsiyum, çinko ve yitrium gibi bileşikler katılmaktadır. Yapının mekanik özelliklerini güçlendirilmesini silikalar sağlamaktadır. Tüm bu özellikler kompozit reçinelerin diş minesine benzer görüntü elde etmesine olanak sağlanmaktadır (Dayangaç 2000).

Kompozit reçine materyallerin ilk keşfedildiği zamanlarda doldurucu madde olarak genellikle kuartz kullanılmıştır. Kuartz kimyasal olarak sabit bir yapıda olduğu için büyük bir avantaj gibi olsa da aynı zamanda çok rijit bir materyal olması gibi bazı dezavantajları da mevcuttur. Çok sert olması nedeni ile cilalanabilirliği kabul edilebilir düzeyde değildir ve restorasyonlarda aşınma gibi olumsuz etkilere neden olmaktadır.

Kuartz materyalinin dezavantajları farklı doldurucu partiküllerin arayışına neden olmuştur. Alternatif olarak sunulan Amorf silika ise kuartz benzer özellikler olsa da kristal kuartz kadar rijit olmadığı için daha iyi cilalanabilme özelliğindedir (Anusavice ve ark. 2013).

Aynı şekilde günümüzde diş hekimliğinde kullanılan cam doldurucu partiküllerden daha küçük yapıda olan kalsiyum metafosfat karşıt dişlerde daha az aşınmaya neden olan, daha doku dostu, cilalanabilirliği iyi inorganik doldurucu partiküller olarak kullanılmaktadır (Garg ve Garg 2010). Geçmişten bugüne kadar kompozit reçinelerin en büyük dezavantajı polimerizasyon büzülmesi olmuştur. Bu olumsuz etkiyi azaltmak amacıyla varolan inorganik doldurucuların üzerine prepolimerize doldurucular ile polimerizasyonu tamamlanmış insertleri de eklemiştir (İkejima ve ark.2003).

2.1.1.3. Ara Faz

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit reçineleri oluşturan organik bileşenler ile inorganik bileşenler arasındaki bağlanma ne kadar iyi olursa klinik başarısı da o kadar iyi olmaktadır. Bu bağlanma mekanizmasına ara faz da (coupling agent) denilmektedir. Bu bağlantı sıklıkla organik bileşenlerden biri olan 3-metakriloksi propeltrimetoksisilan (MPTS-3-methacryloxy propyl trimethoxysilane) ile gerçekleştirilir. Ara faz olarak

organik silisyum bileşiği olan silanlardan faydalanılır. Günümüzde kullanıma sunulmuş kompozit reçinelerde bulunan silika partiküllerinin tüm yüzeyi silan bağlayıcı ajanları (silane coupling agent) ile önceden kaplanmış ve böylelikle silika partiküllerinin yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu oldukça ince bir yapı oluşturulmuştur. Bu moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde bulunan hidroksil grupları ile, diğer ucu ise organik matriksteki polimer ile bağlanmaktadır. Organik matriksler ile inorganik doldurucular arasında köprü görevi yaparlar ve daha kuvvetli ve kaliteli bir bağ oluşturmasını sağlanmaktadır. En önemli avantajları ise kompozit reçinenin hem fiziksel, hem mekanik olarak iyi özellikler göstermesi, iyi cilalanabilmesi, polimer matriks ile doldurucu partiküller arasında stres dağılımını dengeleyen ara yüz görevini yerine getirmesi, ağız içinde kullanım süresince meydana gelen aşınma esnasında doldurucu partiküllerinin matriksten uzaklaşmasını minimuma indirmesidir. Aynı zamanda da hidrofobik yapıda olduğu için su emilimini minimuma indirgenmektedir (Dayangaç 2000; Garg ve Garg 2010; Sakaguchi ve Powers 2012).

2.1.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçinelerin Sınıflandırılması

Her geçen gün hızla gelişen teknoloji ile birlikte gelişen kompozit reçine materyaller için tek bir sınıflamadan bahsetmek mümkün değildir. Modern diş hekimliğinde halen Lutz ve Phillips tarafından inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınarak yapılan sınıflama kullanılmaktadır (Dayangaç 2000).

2.1.2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçinelerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflaması

- I. Megafil: 50-100 μm
- II. Makrofil: 10-100 μm
- III. Midifil: 1-10 μm
- IV. Minifil: 0,1-1 μm
- V. Mikrofil: 0,01-0,1 μm
- VI. Hibrit: 0,04- 1 μm
- VII. Nanofil: 0,005-0,01 μm olarak sınıflanmaktadır.

2.1.2.2. Megafil Kompozitler

Bu tür kompozit reçinelerde 50-100 μm büyüklüğündeki inorganik doldurucu partiküller bulunmaktadır. Mekanik kuvvetlerinden en çok etkilenen oklüzal temas yüzeylerine veya çok aşınan bölgelerde uygulanabilir olması aynı zamanda insert olarak adlandırılan cam partiküller de 0.5-2 μm mega dolduruculu partiküller olarak değerlendirilmektedirler (Dayangaç 2000; Sakaguchi ve Powers 2012).

2.1.2.3. Makrofil ve Midifil Kompozitler

Bu kompozitlerin doldurucu partiküller ise Midifil 1-10 μm büyüklüğünde olup aralarında 10-100 μm büyüklüğünde makrofill inorganik partiküllere de rastlanmaktadır. Aynı zamanda makrofil, midifil kompozit reçineleri geleneksel (Conventional veya Traditional) kompozitler olarak da adlandırılmaktadır (Willems ve ark. 1993; Sakaguchi ve Powers 2012; Dayangaç 2000). Kompozit hacimsel olarak makro doldurucu kompozitlerde materyalin %60-70'ini, ağırlıkça yaklaşık olarak %70-80'den oluşturmaktadır (Sakaguchi ve Powers 2012; Dayangaç 2000). Bu makrofil kompozitler akrilik rezinlerine göre 4-5 kat fazla sıkışma dayanıklılığı (tensile strength) göstermektedir. Bu tür kompozitlerin su emilimleri daha düşüktür ve polimerizasyon büzülmesi de %2'ye kadar azalmıştır. Aynı zaman da ısısal genleşme katsayıları ($30 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$) unfilled akrilik reçinelerden ($92 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$) kadar daha küçüktür (Dayangaç 2000). Knoop sertlik olarak akrilik reçinelerden daha büyüktür makrofil kompozitlerin knoop sertliği ise (55 KHN) akrilik reçinelerin (15 KHN)'dir. Bu materyallerin çeşitli dezavantajları da vardır. Makrofil reçine kompozitlerde inorganik doldurucular olarak kuartz veya ağır metal, cam partiküller bulunmaktadır. Bu sert metaller ve rijit kuartz gibi partiküllerin büyük olması organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşmasına neden olmaktadır. Başka bir dezavantaj ise renklenmelere, yüzey pürüzlülüğüne neden olabilmeleridir. Restorasyonun iyi bitim ve cila yapılmaması, morfolojik, anatomik yapıların iyi taklit etmeme, diş fırçalama gibi etkenler ile yüzey pürüzlülüğünün oluşmasına ve çiğneme kuvvetlerine karşı dirençsiz olması gibi dezavantajlara neden olur. Oklüzal kuvvetlere karşı dayanıksız olduğu için posterior bölge restorasyonlarında kullanımı kontrendikedir (Dayangaç 2000; Sakaguchi ve Powers 2012).

2.1.2.4. Minifil Kompozitler

Minifil kompozitlerde doldurucu partikül boyut 0.1-1 μm 'dir. Doldurucu partikül miktarı makrofil kompozitlere göre oransal olarak daha yüksektir. Partiküller, organik matriks içinde serbestçe yayılabilir ve böylelikle partikül miktarı artmıştır ve partikül yüzdesi ağırlık olarak %75-85'e kadar çıkabilmektedir. Bu minifil kompozitin inorganik doldurucu partiküllerin makrofil kompozitlerine göre daha küçük olması ile aynı zamanda da partikülleri çok sayıda olmasından kaynaklı olarak yüzey pürüzlüğü daha iyi ve aşınmaya karşı daha dirençlidir. Yüzey pürüzlüğü için inorganik partiküllerin büyüklüğü kadar yapıları da büyük önem taşımaktadır (Dayangaç 2000; Sakaguchi ve Powers 2012).

2.1.2.5. Mikrofil Kompozitler

Mikrofil kompozitler 1980'li yıllarda üretilmeye başlanmıştır. Bu tür kompozitlerde daha iyi yüzey pürüzlülüğünün yanı sıra iyi bir cilalanabilirlik elde edilmesi için inorganik doldurucu partikül olarak koloidal silika partikülleri eklenmiştir (Summitt ve ark. 2001; Garg ve Garg 2010). Bu partiküllerin büyüklüğü de 0.01-0,1 μm olup ağırlıkça % 35-60'dır. Makrofillerde oluşan yüzey pürüzlüğü problemlerini gidermek için partikül çapları 200-300 kez küçültülerek mikro doldurucu kompozit reçineler elde edilmiştir. Bu sayede cilalanabilirliği arttırmış böylece plak retansiyonu minimuma indirgenmiş, renkleşme oranı azalmıştır. Cilalanabilirliğin artması ile estetik beklentilerin karşılanması gibi avantajları da sunmaktadır. Bunun yanı sıra mikrofil kompozitlerin olumsuz yanları da bulunmaktadır. Mikrofil kompozitlerin sıkışma dayanıklılıkları (compressive strength) gibi hem mekanik hem de fiziksel özellikleri makrofil kompozitlere göre daha azdır ve su emilimleri daha yüksektir, renk stabiliteyi de daha düşüktür. (Garg ve Garg 2010). Mikrofil kompozitler klas II, IV kavitelere kullanıldığında restorasyonların kenar kırıklarına ve kitle kırıklarına neden olabilmektedir. Klas III veya çok küçük madde kayıplı klas IV restorasyonlarında ve labial veneerlerde daha güvenli tercih edilebilir dolgu materyallerindendir. Özellikle elastisite modülü düşük olan mikrofil kompozitlerin çürüksüz servikal lezyonlarda ve klas V restorasyonlarında uygulanması endikedir (Dayangaç 2000; Sakaguchi ve Powers 2012; Lutz ve Phillips 1983; Jackson ve Morgan 2000).

2.1.2.6. Hibrit Kompozitler

Çeşitli büyüklükteki doldurucu partikülleri bir arada bulunduran iki farklı reçine karışımına hibrit kompozit denilmektedir. Bu kompozit partikülleri ince ve çok ince kolloidal silika ve ağır metal içeren cam partiküllerin karışımından oluşmaktadır. İnce partiküller 2-4 μm büyüklüğünde olup çok ince partiküllerin büyüklüğü ise 0,04-0,2 μm aralığında olmaktadır. Bunun sonucunda doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça %75-80'e kadar çıkabilmektedir. Hibrit kompozitler birden fazla renk seçeneği ile çeşitli translusensi ve opasitesi içeren seçenekler sunar, iyi cilalanabilirliği daha iyi estetik özelliklerini taşıyan restorasyonlar elde edilmesine imkan vermektedir. Bu kompozitlerin avantajları ise submikron büyüklükteki inorganik doldurucu partiküller (1-3 μm) büyük partiküllerin arasına çok iyi serpiştirildiği için düzgün bir yüzey elde edilebilmesidir. Hibrit kompozitler aşınmaya karşı dayanıklı olup su emilimi minimum seviyededir, termal genleşme katsayısının düşük olması aynı zamanda da polimerizasyon büzülmesinin minimumda olması gibi avantajları vardır. Estetik açıdan önemli olan ön grup dişlerde klas III, klas IV, klas V restorasyonlarında ve labial veneerlerde kullanımı önerilmektedir (Dayangaç 2000; Sakaguchi ve Powers; 2012 Garg ve Garg 2010).

2.1.2.7. Nanofil Kompozitler

Günümüzde nano teknolojinin diş hekimliğinde kullanımı ile üretilen nanofil kompozitler, yüzey pürüzlülüğü iyi, cilalanabilirliği son derece kaliteli olup, estetik özellikleri olarak mikrofıl kompozitlere, mekanik özellikleri ve dayanıklılık olarak ise hibrit kompozitlere benzemektedir. Nanofil kompozitlerde inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ise 0.005-0.01 μm (2-20 nm) olabilmektedir. Bu tür kompozitler görünür ışık dalga boyundan daha küçüktür. Dolayısı ile görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girebilmektedir. Bu tür kompozitlerde nano boyutlu silika ve zirkonyumun ana yapılı inorganik doldurucu partikülleri polimer matriks içinde birleşir, büyüklük olarak 20-75 nm kadar bir yapı nano kümecikleri (nanocluster) oluştururlar. Bu kümecikler arasında var olan boşluklar nanometrik yapıda partiküller ile doldurularak partikül yüzdesini artırmış olur, bu sayede de kompozitin aşınmaya karşı dayanıklı olmasına ve polimerizasyon sonucu ortaya çıkabilecek çeşitli komplikasyonların en aza indirgenmesine neden olur (Dayangaç 2000).

2.1.2.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçinelerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit reçinelerde kimyasal aktivasyon, dimetakrilat monomerleri ile ısı, ışık gibi serbest radikaller ile başlar, ilave reaksiyonla polimerize olurlar. Bu polimerizasyon mekanizmaları 3 grupta sınıflandırılırlar.

2.1.2.9. Kimyasal Yöntemle Polimerize Olan Kompozit Reçineler

Firmalar tarafından üretilen bu tür reçinelere ikili patlı sistem (Two paste system) de denilmektedir. Polimerizasyon sisteminde iki patın birleştirilmesinden dolayı kimyasal olarak aktif olan rezinler olarak da isimlendirilmektedir. Bu patların içeriğinde hacimsel olarak yarı yarıya doldurucu ve organik monomer bulunmaktadır. Özellikle bu ikili patlardan birinde polimerizasyonu aktive eden benzoil peroksit (benzoyl peroxide initiator), aynı zamanda polimerizasyon süresinin daha hızlı olması için organik tersiyer amin (tertiary amine) de bulunmaktadır. Çiftli pattan asıl madde (base) ve katalizör (catalyst) eşit oranda alınarak karıştırılır. Bu iki patının birleşmesi ile amin ve benzoil peroksit arasında reaksiyon gerçekleşir böylece polimerizasyon da başlamış olmaktadır (Dayangaç 2000; McCabe ve John 1999; Anusavice ve ark. 2012). Aynı zamanda da kompozit kitlesi, havanın engellediği dış katmanı hariç tek formu olan bir katılaşma gösterdiğinden dolayı polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak marjinal kenarlarında stres birikimine neden olabilmektedir. Böylelikle reçinelerde kavitenin en derin kısmından vücut sıcaklığına bağlı kademeli olarak ilk sertleşme ile kavitenin duvarlarına yönelik büzülme görülebilmektedir. Reçinelerin çalışma zamanı ve karıştırma oranları polimerizasyon büzülmesini etkiler. Patları karıştırıp kaviteye yerleştirme sırasında hava kabarcıklarının oluşması da büzülmeye neden olabilir. Base maddesi ile beraber katalizörün karıştırılması ve başlama bitirme zamanı arasında geçen süre (indüksiyon periyodu), reçinenin kavite duvarını nemlendirilmesi, adezyonun tamamlanmasında önemli rol oynamaktadır. Bu tür reçinelerin karışımdan 10 dk sonra elastisite modülü oluşmaya başlar. Bu neden ile sürenin kısılması veya uzun olması reçinenin kenar bütünlüğünü etkiler. Reçinelerde içerdikleri tersiyer aromatik aminlerin oral kavitede kimyasal değişikliğe uğraması sonucunda amin renklemesi görülebilir. Renkleşme problemleri nem, oksidasyon, ultraviyole ışık ile hızlanmaktadır. Reçinelerin renginde gerçekleşen ton farkı ise daha sarı, kahverengiye doğru değişmektedir. Bis-GMA, makro partikülleri oranları fazla olan reçinelerde en çok olup, mikropartiküllü ve ışıkla polimerize olan reçinelerde ise daha azdır, Sertleşmesi

kimyasal olarak başlatılan bu tür kompozit reçineler çürüksüz servikal lezyonlar ve kök çürüklerinde, kama defektlerinde, klas III restorasyonlarında kullanılabilir. Stres birikiminin fazla olduğu bölgelerde yani klas I, II, IV kavite restorasyonlarda uygulandığında, inorganik partiküllerin matriksten kopması sonucu restorasyonda kontur kaybı ve çeşitli aşınmalar gibi komplikasyonlar meydana gelebilir. Polisaj işlemi de en erken 24 saat sonra yapılmalıdır. Bu tür reçineler oda sıcaklığının altında (8°C altında) soğutucuda saklanılmalıdır (Mahn 2013; Dayangaç 2000).

2.1.2.10. Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reçineler

UV ışığı ilk kez bir polimerizasyon türü olarak 1972 yılında kullanılmıştır. Zaman geçtikçe hem hasta hem de hekim için zararlı etkilerin meydana gelebilme olasılığı düşüncesi ile UV ışığından vazgeçilmiştir. Onun yerine görünür ışık kullanıma sunulmuştur. Tek pat şeklinde olan bu tip kompozit reçineler güneş ışığından saklanması gerektiği için tüplerin kapağının ışık geçirmez olası, erken polimerizasyonu engellemek için kapalı tutulması ve tüpün rengini opak veya siyah tonlarında üretilmesi gerekmektedir. Polimerizasyonun başlaması, ışık reaksiyonu (Light reaction) için ilk 10-15 dakikada gerçekleşerek 24 saat boyunca devam etmektedir (darkreaction). Bu tür reçinelerin polimerizasyonu için kullanılan görünür ışık spektrum dalga boyu ortalama olarak 700 nm olan kırmızı renkle başlayarak turuncu, sarı, yeşil, mavi, mor renklerine (dalga boyu olarak 400 nm) kadar uzanabilmektedir. Bu sistemde polimerizasyon reaksiyonunu başlatan görünür ışık ise yaklaşık olarak 420-470 nm dalga boyundadır (McCabe ve John 1999; Mahn ve ark 2013). Bu yüzden bu tür kompozit reçinelerin yapısında 400-470 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlı olan polimerizasyon başlatıcı (foto initiator) ve ışık emici olarakta diketon absorber kamforakinon (camphoquinone), eş başlatıcı olarakta etil benzoate (4EDMAB, ethyl 4- benzoate) aynı zamanda da hızlandırıcı (accelerator) olarak da alifatik amine (aliphatic amine) bulunur. Uygulanacak kompozit reçinelerin içeriğine göre polimerizasyonu başlatmak için reçinenin yapısındaki reaksiyon başlatıcı maddelere uygun dalga boyunda ışık verilmelidir. Özellikle de doldurucu partikül oranı fazla olan koyu renge sahip reçine kompozitlerde daha yavaş ve derinliği daha az görüldüğü kısımlarda da arttırılmalıdır. Polimerizasyon için yeterli ortalama ışık gücü 400mW/cm² olmalıdır. 400-500 nm dalga boyunda görünür ışığın 2 mm kalınlığında kompozit reçinelerini tabaklama yöntemi ile

polimerizasyon için yeterli olmaktadır. (Studervant ve ark. 1995) Polimerizasyon işlemi sonucunda kompozit reçinelerin en dış yüzeyinde ince (5-10 µm) boyutunda tabaka yani oksijen inhibasyon tabakası oluşmaktadır. Bu yüzey cilalama işlemi ile giderilmelidir. Işık ile polimerize olan sistemin kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre bazı avantajları vardır. Işıkla polimerize olan kompozitlerde çalışma zamanı uygulayan diş hekimi kontrolündedir ve karıştırma gibi işlemler uygulanmadığı için hava gibi etkenlerden etkilenmez, porozite de minimuma indirgenmiş olur, hızlı polimerize olduğu için renklerde stabildir, renk olarak çeşitli seçenekler sunar, daha düzgün yüzey ve daha estetik formların elde edilmesine olanak sağlar. Ayrıca kaviteye tabakalı olarak yerleştirilirler (incremental technique). Reçinelerde farklı renk seçenekleri ile kaviteye yerleştirebilme gibi (lamine technique) seçenekler sunar hem de polimerizasyon büzülmesini engellemiş olur. Polimerizasyon büzülmesi genellikle ışık kaynağına doğru olması büyük bir etkidir. Işığın ilk okluzalden verilmesi ve reçinenin kavite tabanından veya gingival duvarlarından ayrılmasına neden olabilmektedir. Bu dezavantajlarını minimuma inmesi için uygulama tekniğinde doğru yönden ışığın verilmesi gerekir. Yani önce vestibül yada lingual yüzeyden verilmesi, sonrasında da okluzal yüzeyden verilmesi çok daha doğru bir uygulamadır. Işık ile sertleşen kompozit reçineler, kompozit veneerlerde, labial yüzeydeki hafif madde kayıplarında, mine aşınmalarında daha sık kullanılırlar (McCabe ve John 1999; Mahn ve ark 2013; Studervant ve ark. 1995).

2.1.2.11. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reçineler

Bu kompozit reçineler hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olurlar. İki pat şeklinde üretilmektedirler. Her iki pat karıştırdıktan sonra kaviteye uygulanır ve ilk polimerizasyonu ışık ile başlatılmaktadır. Bu tür kompozitlerin kullanım alanları ise polimerizasyonun tam anlamı ile gerçekleşemeyeceği, girişin dar olduğu interproksimal alanlarında, çok madde kaybına uğramış derin kavitelerdir 2mm'den kalın kompozit reçine uygulamalarında polimerizasyon kimyasal olarak devam eder yaklaşık 8-24 saat içerisinde tamamlanmaktadır (Dayangaç 2000; Power ve Sakaguchi 2006.).

2.1.2.12. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Reçinelerin Vizkozitelerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit reçineler vizkozitelerine göre kondanse olabilen kompozit reçineler (Condensable composites) ve akışkan kompozit reçineler (Flowable composites) olarak iki grupta sınıflandırılırlar.

2.1.2.13. Kondanse Olabilen Kompozit Reçineler

Günümüzde bu tür kompozit reçinelerdeki inorganik doldurucu partikül oranlarını (hacimce %74) artırılıp kondanse olabilen posterior kompozit reçineler üretilmiştir. Kompozit reçinenin partikül büyüklüğü ortalama olarak 0.7-20 µm aralığında değişebilmektedir. Özellikle çiğneme kuvvetine çok fazla maruz kalan posterior dişlerde tercih edilmektedir. 2. Sınıf restorasyonlarında matriks ve kama kullanılarak interpoksimal kontaklarını sağlamak ve restorasyonun tek kütle halinde sertleştirilebilmesi, kompozitin mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyi olması gibi avantajları vardır.

2.1.2.14. Akışkan Kompozit Reçineler

Bu tür kompozitlerin viskozitesi düşük olduğundan dolayı akışkan bir yapıya sahiptirler. Aynı zamanda da hibrit olup kavite duvarlarına iyi adaptasyon sağlarlar. İçeriklerinde doldurucu partikül oranı (ağırlıkça %45-67) az miktarda olduğundan dolayı aşınmaya karşı dirençleri düşüktür. Bu kompozit reçinelerde (light-body compositesin) partikül büyüklüğü 0.04-1 µm aralıklarında değişebilmektedir. Daha az doldurucu partikülleri olan 1. jenerasyon akışkan kompozit reçineler en çok fissür ve pit sealant olarak uygulanmaktadır. Doldurucu partikülleri fazla olan 2. jenerasyon akışkan kompozit reçineler ise konservatif olarak hazırlanan klas I, II, III, ve V restorasyonlarında tercih edilmektedir (Beauchamp ve Caufield 2008). Bunun yanı sıra derin kavite restorasyonlarında kondanse olabilen kompozitlerin altında stress kırıcı (stress-breaker) olarak, klas II kavite restorasyonlarında kavite köşelerini doldurarak iyi bir adaptasyon işlemi gerçekleştirir (Garg ve Garg 2010). Dentin duyarlılığı vakalarında, kronlarda meydana gelen kırıklarda, elastisite modül değeri düşük olduğu için servikal lezyonlarında, çatlaklarının tamir veya onarımında, mine hipoplazisi gibi defektleri giderilmesinde başarı ile kullanılmaktadır. Bu tür kompozit reçineler şırınga içerisinde piyasaya sürüldüğü için uygulaması kolaydır (Dayangaç 2000; Baroudi ve Rodrigues 2015).

2.2. Diş Hekimliğinde Kompozit Reçinelerdeki Son Gelişmeler

2.2.1. Ormoserler

Bu kompozit reçineler restoratif diş hekimliğinde ilk olarak 1998 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Ormoser adı; organik modifikasyon seramik (organically modified ceramics) hecelerinden oluşmuştur. Özellikle geleneksel kompozitler saf organik reçine matrikslerden oluşurken, ormoserler ise polikondansasyon ile oluşan inorganik-organik ağı bağlı özellikleri göstermektedir. Silisyum dioksit yapısındaki inorganik iskeletten oluşmaktadır (Whitters ve ark. 1999). Kopolimerleri oluşturan çok fonksiyonlu ürethan ile tioeter oligo metakrilat alkoksilanın organik-inorganik yapılar ormoserlerde bulunur (Bayram ark. 2009).

Polimerizasyonun gerçekleşme aşamaları ise silanın alkoksasil grupları olan hidroliz ve polikondenzasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si ağını, metakrilat grupları da fotokimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir. Ormoserleri ana üç birleşen oluşturur. Organik, inorganik ve polisiloksanlar bileşenlerinden oluşup bu bileşenlerin oranları hem fiziksel özellikleri olarak hem de mekanik ve optik özelliklerini büyük oranda etkilemektedir (Whitters ve ark. 1999).

- I. Organik polimerlerin görevi polariteyi ve çapraz bağlanma, sertlik, optik fonksiyonlarına etkiler
- II. İnorganik bileşenler cam ve seramik bileşenlerin termal genişleme ve kimyasal stabilitesinden sorumlu
- III. Polisiloksanlar ise esnekliği etkiler (Zimmerli ve ark. 2010).

Bu inorganik yapılar çok fonksiyonlu silan molekülleri ile organik polimere bağlanma yaparlar. Bu yüzden polimerizasyondan sonra metakrilat gruplarının organik bileşenden oluşan tarafı üç boyutlu bir bağ oluşturular. Ormoserler aşınmaya karşı dayanıklıdır (Dayangaç 2000).

2.2.2. İyon Salabilen Kompozit Reçineler

Koruyucu diş hekimliğinde bu tür kompozit reçineler restorasyon yüzeyinin pH oranının değişmesine bağlı olarak hidroksil, kalsiyum ve florür iyonları salarlar. Dolayısı ile plak birikimini pH oranını düşürmesi ile iyon salınımını aktive ederek artırır. Günümüzde geliştirilen bazik cam taneciklerin oluşturduğu etkileşim sonucunda bakterilerin üreyip çoğalmasını engellemek hedeflenmiştir. Bu hedef doğrultusunda çürük yapıcı bakterilerin oluşturduğu asitlerin tamponlanacağı ve demineralizasyonun

minimumuna indireceği, restorasyon kenarlarında sekonder çürük oluşumundan koruyacağına inanılmaktadır. Günümüzde antibakteriyel özellik taşıyan kompozitlerden iki şekilde bahsedilebilir. (Dayangaç 2000; Manhart ve ark. 2000)

- I. Klorheksidin çözünebilir antimikrobiyal olarak reçine matriksin içine eklenmiştir ve restoratif materyallerden salınarak etkileşime geçmektedir.
- II. Reçine matriksin içine değişmeden etki gösteren antimikrobiyal ajanlar girer (Jedrychowski ve ark. 1983).

Antimikrobiyal ajan olarak 12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide (MDPB) monomerler kullanılmıştır. MDPM reçine matriks içinde değişmez, dışarıya salınım da yapmaz, mikroorganizmaların üremesi ve plak oluşmasına karşı koruyucu etki gösterir (Dayangaç 2000; Imazato ve ark. 1999).

2.2.3. Siloranlar

Günümüzde monomerlerin polimere dönüşümü sırasında çeşitli olumsuz etkiler meydana gelmektedir. Bu problemlerin minimumda tutulması için kimyasal yapısı çeşitli silikon içerikli hidrofobik monomerler yani siloranlar geliştirilmiştir. Siloranlar, siklo alifatik oksiran bileşeninin katyonik ve halka açılımlı polimerizasyonu sonucunda oluşur. Bu oluşumlar yani ana maddesi metakrilat olan kompozit reçineler polimerize olurken, monomerler birbirine doğru hareket ederek bağlanırlar. Siloran bazlı reçinelerde ise halka açılımlı monomerler açılarak düzleşerek birbirlerine doğru uzama ile bağlantı yapmaktadır. Bu olayın sonucunda metakrilat bazlı kompozit reçinelere oranla daha az büzülme meydana gelir ve oluşan polimerizasyon stresleri de azalmış olmaktadır. Spiroorto karbonat benzeri çift halkalı bileşik içeren siloranlar, oksiran ve siloksan (sikloalifatikepoksi reçine) yapı taşlarından isim almaktadır. İnorganik doldurucu olarak kuartz ve radyo opaklık veren yitrium florür partikülleri içeren siloranlar, mikrohibrit kompozit reçine ismini almaktadır (Dayangaç 2000; Imazato ve ark. 1999).

2.2.4. Seromerler

Geleneksel kompozit reçinelerin fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirmeye yönelik çalışmalar, seramik polimerlerin gelişmesiyle birlikte ‘seromer’ olarak adlandırılan 2. jenerasyon laboratuvar kompozitleri ortaya çıkmıştır (Ceramic Optimizedpoly MERS) (Serin2008). Seromerler; seramik, kompozit ve altın alaşımlarının optimal özelliklerinin birleştirilmesi ile ortaya çıkan indirekt restoratif materyallerdir (Duke1999; Trushkowsky 1997). Seromerler, mikrocama içeriği sayesinde geleneksel kompozit reçinelere göre yüksek aşınma direncine sahip olan ve ışıqla polimerize olan materyallerdir. Bu özelliklerine bağlı olarak inley, onley, lamina veneer ve metal desteksiz krun gibi indirekt restorasyonlarda kullanılabilirler (Serin 2008; Canpolat 2001). Bu sistemlerin temel yapıları kompozit ile aynı olmakla birlikte geleneksel kompozitlerden farkı matriks yapıyı güçlendirmek amacıyla daha yüksek oranda inorganik doldurucu içermeleridir (Serin2008; Duke1999; Trushkowsky 1997; Canpolat 2001).

Geleneksel kompozit reçinelerin organik yapısında bifonksiyonel Bis-GMA molekülleri bulunurken, seromer grubu ise polifonksiyonel gruplar içermektedir. İçeriğinde bulunan çapraz bağlanmalar ve çift bağ dönüşümü materyalin direncini arttırmaktadır (Ergüven 2005). Doldurucu yapıya baktığımızda matriks ile güçlü kovalent bağların kurulabilmesi amacıyla silanol grubu içeren silikondioksit (SiO_2) ve baryum alüminyum silikat camlar içeriğe katılmaktadır. İnorganik doldurucular ise bazı ürünlerde mikrocama yapı ve seramik partikülleri iken bazı ürünlerde ise fiber parçacıklarıdır (Trushkowsky 1997). İlave edilen fiber parçacıkları; silika, karbon, grafit, kuartz, cam, fiberglas ve kevlar materyallerinden üretilen fiberleri içermektedir. Materyalin inorganik fazı estetik görünüm, abrazyona direnç ve yüksek stabilizasyon sağlarken; organik faz ise iyi cilalanma, etkin bağlanma, iyi adaptasyon, daha az kırılabilirlik ve kolay tamir edilebilirlik özelliklerini sağlamaktadır. Polimerizasyon sonrasında feldspatik seramikten daha yüksek bükülme direnci görülmektedir ve aşınma direnci mineninkine yakındır (Douglas 2000). Seromerlerde polimerizasyon ağız dışı ortamda sağlandığı için polimerizasyon büzülmesine bağlı oluşan stresler ve bağlantıdaki başarısızlıklar daha azdır, dolayısıyla daha az mikrosızıntı görülmektedir (Anusavice 2003; Trushkowsky 1997).

Ağız dışında uygulanan ısı ve ışık fırını işlemleri materyalin mekanik özelliklerini ve dayanıklılığını artırır, bu yüzden okluzal aşınma azalır. Aşınma direnci mineye yakındır ve karşıt dişleri aşındırmaz (Leinfelder 1997). Seromerler, içeriğinde bulunan seramik partiküllerinden dolayı porselene yakın estetik özellik sunarlar ve porselenle kıyaslandığında oklüzal yükleri daha iyi absorbe etme özelliğine sahiptirler (Kükürer 2002; Leinfelder 1997). Seromerlerin, porselenden daha fazla kuvvet absorbe etmelerine bağlı olarak daha dayanıklı olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (Ortega ve ark. 2004). Seromerlerin avantajlarından biri de optik özelliklerinin doğal dişe yakın olması ve gerektiğinde koyu renkleri maskeleyebilecek opaklığa sahip olmasıdır. Bu özelliği seromerin ışığı iletme özelliğinden ziyade dağıtması ile açıklanabilir (Canpolat 2001). Estetik olmalarının yanında su emilimi de geleneksel kompozitlere oranla daha azdır. Dentine yakın elastisite modülü sayesinde ağız içindeki stabilizasyonları daha iyi olmaktadır (Duke ve ark. 1998). Thordrup'un yayınladığı 11 yıllık klinik takip raporunda; seramik, seromer ve kompozit reçinelerle yapılmış farklı tipteki inleylerde %88'inin sağkalım süresi açısından fark göstermediği bildirilmiştir (Thordrup 2001). Seromer materyallerine örnek olarak Gradia İndirect (GC Corp) (%75 doldurucu miktarı), Artglass (Kulzer) (%72 doldurucu miktarı), Belleglass (Belle de St. Claire) (%74 doldurucu miktarı), Targis (Ivoclar) (%76 doldurucu miktarı), Conquest (Jeneric Pentron) (%79 doldurucu miktarı), Adoro (Ivoclar) (%80 doldurucu miktarı), Estenia (Kuraray) (%92 doldurucu miktarı), Ceramage (Shofu) (%73 doldurucu miktarı), Tescera ATL (Bisco) (%85 doldurucu miktarı), Solidex (Shofu Dental) (% 53'ten fazla seramik doldurucu miktarı) örnek olarak verilebilir (Serin 2008). Elastisite modülü kompozit reçinelerde 74-107 MPa iken, fiberle güçlendirilmiş seromerlerde 125-200 Mpa'a kadar çıkabilmektedir. Kullanım alanlarına göre çeşitli tipte cam fiberler (ağ, çubuk, post) bulunmaktadır (Vallittu 1999; Valittu 2004). İndirekt kompozit reçinelerin içerisine veya direkt restorasyonlar uygulanırken kavite tabanına uygulanan ağ şeklindeki fiber materyallere (Ribbond, Everstick NET)' fiberle güçlendirilmiş kompozit (Fiber reinforced composite) adı verilmektedir (Vallittu 1999; Valittu 2004; Serin 2008; Canpolat 2001; Thordrup 2001) .

2.3. İndirekt Restorasyonlar

Restoratif ve koruyucu diş hekimliğinde teknolojinin hızla gelişmesi ile beraber farklı yöntem ve tekniklerin kullanılması mümkün olmaktadır . Restorasyonun yapım aşamaları ve hastanın yaşı, beklentileri, diş sert dokunun kalitesine, dişin komşu dokularla ilişkilerine, kavitenin formuna, kullanılacak materyallerin özelliklerine dikkat edilmesi gereklidir. Bütün bu durumu göz önünde bulundurmak restorasyon yapılacak dişlerin ömrünü uzatabilmektedir. Posterior dişlerde restoratif materyal olarak amalgam 19.yıldan beri kullanılmaktadır. Teknoloji ve materyallerdeki gelişmeler ile birlikte 1990’larda kompozit reçineler piyasaya sürülmüş ve tedavilerde uygulanmaya başlanmıştır. Amalgama alternatif olarak posterior bölgelerde kullanılabilmesi ile büyük başarı elde edilmiştir. Modern diş hekimliğinde hastanın estetik beklentisi, dişin sert doku kaybı miktarı, kavitenin şekli gibi unsurları göz önünde bulundurularak amalgam yerine kompozit reçine materyallerin seçilmesine olanak sunmaktadır. Kompozit reçine materyaller Black kavite prensiplerine rahatlıkla uygulanabilir. Aşırı derecede çürük dokusu bulunan ve Black kavite prensiplerine uygun olmayacak kadar yıkım bulunan dişlerde yada travma veya endodontik giriş kavitesi sebebi ile geniş madde kaybı bulunan dişlerde geleneksel yöntemler ile tedavi başarısızlık ile sonuçlanabilmektedir. Bu gibi durumlarda indirekt tekniklerden yararlanılabilir (Miyazaki ve ark.2009).

Restoratif diş hekimliğinde posterior dişlerdeki aşırı madde kaybına uğramış diş sert dokularının hem fonksiyon, hem fonasyon, hem de estetiği geri kazanılması için minimal invaziv yöntem ile geride kalan sağlıklı diş sert dokuların korumak, ideal mekanik fiziksel özelliklerini ve anatomik yapıları geri kazandırmak amaçları ile ağız içinden prepare edilmiş dişlerin ölçüsünü alınarak laboratuvar ortamında vakum, basınç, asal gaz, ısı, ışık ya da bunların kombinasyonları kullanılarak üretilen indirekt restorasyonlara inley, onlay, overlay adı verilmektedir (Miyazaki ve ark.2009).

İnley, onley ve overlay restorasyon uygulamalarında dişe uygulanacak genel preperasyon teknikleri mevcuttur fakat üretim yapılacak olan materyalin türüne göre farklı mukavemet ve fiziksel özellikler göz önünde bulundurularak preparasyon tekniklerinde bazı değişiklikler olabilmektedir (Robbins ve Fasbinder 2001). Preparasyonda ilk adım, mevcut çürük dokunun temizlenmesi veya varsa restorasyonun kaldırılmasıdır. Gerekli olduğu durumlarda kavite duvarları ve pulpa tabanı uygun

lineer (taban maddesi) ile örtülmelidir (Hornbrook ve Crispin 1994; Perdigao ve ark. 2002).

İnley ve onley preparasyonunda restorasyonda kırık oluşmasını önlemek amacıyla restorasyona yeterli kalınlık sağlayacak şekilde preperasyon yapılmasına dikkat edilmelidir. Stres oluşumunu engellemek ve iyi bir adaptasyon sağlamak için internal açılar yuvarlatılmalı ve kenarlar düzeltilmelidir. Preparasyon kenarlarında bizotaj yapıldığı takdirde kompozit reçine ve seramik materyal oklüzal ve gingival marjin bölgelerinde ince kalacağından oklüzal yüklerle birlikte kırıklar meydana gelebilir. Bu sebeple diş rengi restorasyonlar hazırlanırken bizotaj uygulaması tercih edilmez (Robbins ve Fasbinder 2001; Perdigao ve ark. 2002; Miyazaki ve ark.2009).

Restorasyonun kenarlarında dayanıklılığı arttırmak için kenar boyunca 90° butt-joint veya chamfer kesim önerilmektedir (Robbins ve Fasbinder 2001). Kavite dizaynında oklüzal duvarlar paralel açıyla yada 2-5° gingivoaksiyal açıyla hazırlanır ve böylelikle metal inleylerde mekanik tutuculuk sağlanmış olur. Seramik inleylerde ise bu paralellik hem seramik materyalde hem de dişte streslere sebep olacağından, 6-10° gingivoaksiyal açı ile hazırlık önerilmektedir. Semidirekt inleylerde ise inleynin kaviteden rahat giriş çıkış yapabilmesi için duvarlar 15° açı ile prepare edilmelidir. Tüm kavite dizaynlarında stresi azaltmak amacıyla kenarlar keskin olmamalı ve yuvarlatılmalıdır (Dietschi ve Spreafico 1997; Robbins ve Fasbinder 2001). İnley restorasyonlarda oklüzal kavite derinliği seramik materyaller için en az 2 mm, kompozit reçine, seromer veya kompozit reçine matriks için en az 1.5 mm olmalıdır. Kavite derinliği olması gerekenden az olduğu durumlarda, santral fossa bölgesinde kırık oluşumunu önlemek amacıyla kavite tabanı tüberkül eğimlerine paralel şekilde eğimli hazırlanmalıdır. Onley restorasyonlarda ise tüberkül tepesinde seramik restorasyonlar için en az 2 mm, kompozit reçine restorasyonlar için en az 1.5 mm indirgeme yapılmalıdır. Prepare edilen aksiyal duvarda restorasyon için yeterli kalınlıkta yer açılmalıdır ve tutuculuğun azalmaması için gereksiz preparasyon yapılmamalıdır (Jensen ve ark. 1987; Burke ve ark. 1992; Shillingburg ve ark. 1997).

Kompozit ve seramik restorasyonlarda kırık oluşumunu önlemek amacıyla isthmus genişliği en az 1,5-2 mm olmalıdır.Yeterli kırılma direncini sağlamak için isthmus arası genişlik gerektiğinden fazla genişletilmemelidir. Fonksiyon sırasındaki oklüzolateral hareketler restorasyonu diştan ayıracak yönde kuvvet uyguladığından, restorasyon bitim sınırının fonksiyonel temas noktalarında olmamasına özen

gösterilmelidir (Perdigao ve ark. 2002). Gingival sınırlar daha iyi adezyon sağlamak amacıyla sement kenarı yerine mine kenarında konumlandırılmalıdır. Gingival kenarların mine-sement sınırı altına uzandığı durumlarda elastisite modülü dentine daha yakın olduğundan seramik yerine kompozit materyallerin kullanımı tercih edilmelidir. Arayüz bölgelerinde gingival basamak genişliği en az 0.8 mm olmalıdır. Bu ölçü yeterli kalınlık sağlayarak restorasyonun gelen kuvvetlere karşı dayanıklılığını artırır ve polisaj işlemi için yer sağlar (Dikbaş ve ark. 2007).

Preparasyon işlemi sonunda kavite sınırları içerisinde andırkat olmamalıdır. Oklüzal kuvvetler karşısında desteksiz mine dokusu kolay şekilde kırılacağından, dentinle desteklenmeyen mine dokuları uzaklaştırılmalıdır. Dentinde bulunan andırkat alanlar uygun materyalle doldurularak desteklenmelidir (Perdigao ve ark. 2002; Dikbaş ve ark. 2007). Restorasyona gelen yüklerin eşit şekilde dağıtılabilmesi için kavite tabanı düz ve düzgün yüzeyli olmalıdır. Bu sebeple kavite tabanı cam iyonomer siman, kompozit reçine veya kompomer gibi uygun bir materyal ile düzeltilmelidir (Hornbrook ve Crispin 1994; Perdigao ve ark.2002).

2.3.1. İndirekt Restorasyonların Tarihçesi

Diş hekimliğinde indirekt restorasyonlardan biri olan inleylerin kullanıldığına dair ilk izler M.Ö.600 yıllarına aittir. Peru'da yapılan arkeolojik kazılarda Maya İmparatorluğuna ait bir insan kafatasının üst çene santral dişlerde ve üst küçük azı dişlerinde şekil ve anatomik formuna uygun düzgün kesilmiş taş inleylerin bir çeşit yapıştırıcı materyaller ile simante edildiklerini bulmuşlardır. Sonraki yıllarda İnka'ların çalışmalarında altın alaşımların kaviteye adaptasyonu sağlayıp cilalayarak hem estetik hem de süs amaçlı kullandıklarını da bildirmişlerdir (Efeoğlu ve ark. 2000; Ring 1985; Hayashi ve ark. 2000).

Daha sonraki dönemlerde farklı çeşitli materyaller geliştirilmiştir. Bunlardan biri de 1862'de geliştirilen seramik inley tekniğidir. Bu teknik ilk olarak Fletcher tarafından 1878' de yılında silikat siman bulunmuştur. Bu teknik için zaman içerisinde çeşitli çalışmalar yapılmış olup 1886'da Land isimli araştırmacı platin folyoyu inley kavitesine direkt olarak yerleştirip seramiği onun üzerinde pişirmişlerdir. Dolaysı ile büzülmenin dengelenmesi için birkez daha tekrar pişirirken seramik ekleme imkanı elde etmişlerdir (Qualtrough ve ark. 2009; Karakaya ve Özer 2000).

Hızla geçen zamanla beraber diş hekimliğindeki sürekli gelişmeler ile metal inley tekniği de icat edilmiştir. Materyal olarak ilk altın madenini PhillBrook tarafından 1897’de uygulanmıştır. Daha sonrasında da Taggart tarafından 1907’de ilk defa revatman alıp döküm işlemlerinin gerçekleştirildiği bildirilmiştir. Metal restorasyonlarında altın veya platin daha çok tercih edilen materyaller arasında yer almıştır (Studer ve ark. 2000).

Daha sonrasında bilim insanları seramik inley için diş sert dokularına uyumlu benzer mekanik ve fiziksel özelliklere sahip özelliklerdeki materyallerden ilk defa Dental Cosmos kitabında 1913 yılında bahsedilmiştir (Jones 1985).

2.3.2. Posterior İndirekt Restoratif Materyaller

İndirekt restoratif materyaller üretim materyaline göre 3 grupta incelenebilir.

- I. Metal alaşımdan üretilen
- II. Porselen materyallerden üretilen
- III. Kompozit materyallerden üretilen

Restoratif materyal olan kompozit reçineden üretilen indirekt sistemler, madde kaybı çok fazla olan, sağlıklı mine dentin dokusu mevcut olmayan durumlarda inley, onley, overlay tekniklerden faydalanabilmektedir. Bu yöntemlerle hem diş sert doku bütünlüğünü hem de hastanın estetiği sağlanır.

2.3.3. İndirekt Restorasyonların Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

2.3.3.1. Direkt Teknik

Hasta ağızında kavite dizaynı planlanarak preparasyon hazırlanır. İzolasyon, modelaj, ışık ile polimerizasyonunun yapılmasının ardından ağız dışında asıl polimerizasyonu tamalanır ve cilası yapıp prepare edilmiş inley kavitesine simante edilir (Freedman 2011; Dietschi ve Spreafico 1997; Karaarslan ve Ertaş 2010).

2.3.3.2. İndirekt Teknik

Aşırı madde kaybına uğramış dişlerin indirekt restorasyon uygulaması için diş preparasyonu tamamlanıp sonrasında ölçü alınarak model üzerinde laboratuvar ortamında hazırlanan indirekt restorasyonlardır (Freedman 2011; Dietschi ve Spreafico 1997; Karaarslan ve Ertaş 2010).

2.3.3.3. Semidirekt Teknik

Hastada aynı seansta hem ağız içerisinde hem de ağız dışında çalışıldığı sistemlerdir. İndirekt restorasyonlar, kavite prepare edildikten sonra ölçü alınmadan ağız içerisinde veya ölçü alımı sonrası hazırlanan model üzerinde ağız dışı ortamda (esnek model tekniği) hazırlanarak simante edilir. Tek seferde birden fazla dişin restorasyonu tamamlanacaksa bu yöntemin kullanımı tavsiye edilmemektedir (Freedman 2011; Dietschi ve Spreafico 1997; Karaarslan ve Ertaş 2010).

2.3.4. İndirekt Restorasyonların Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

2.3.4.1. Süper Işınlama Tekniği

Bu yöntemde kompozitin basınç altında yükselen ısı ile tek seferde polimerizasyon gerçekleştirir. Örnek olarak, Tescera ATL(LC) .

2.3.4.2. Sekonder Işınlama Tekniği

Bu yöntemde ise prepare edilmiş kavite içerisinde yada ağız dışında modelde yapılan ışık ile spesifik bir ortamda gerçekleşir. Örnek olarak: Ceramagic(Shofu)

2.4. İndirekt Restorasyonların Endikasyonları

- I. Kavite genişliğinin, bukkolingual mesafenin üçte birini aştığı durumlarda
- II. İyi ağız hijyenine sahip, amalgam gibi metal restorasyonlara karşı alerjisi mevcut olan hastalarda
- III. Ağız içerisinde birden fazla sayıda mevcut olan ve farklı metal alaşımlarından meydana gelen restorasyonların galvanik akım yaratma riski olan hastalarda
- IV. Estetik kriterleri ön planda tutan hastalarda.
- V. Adeziv bağlanma için yeterli düzeyde mine ve dentin dokusu içeren dişlerde uygulanabilmektedir.

2.4.1. İndirekt Restorasyonların Kontrendikasyonları

- I. İdeal adeziv bağlantı için en önemli parametre olan tükürük, kan, sulküler sıvı izolasyonunun sağlanamadığı durumlarda
- II. İleri derecede diş sıkma ve gıcırdatma alışkanlığına sahip bruksizmi olan hastalarda
- III. Hastaların ağız hijyeni iyi olmadığı durumlarda
- IV. Preparasyon sonrası geride kalan diş sert dokularında undercut bulunduğu durumlarda
- V. Diş preparasyonunun dişeti altına inecek gibi olduğu durumlarda tercih edilmezler (Freedman 2011; Roberson ve ark. 2006).

2.4.2. İndirekt Restorasyonların Avantajları

- I. Maksimum polimerizasyonu tamamlasa bile, polimerize edilmiş direkt kompozitler, maksimum şartlarda bile yaklaşık % 60'lık bir polimerizasyon sağlarlar. Kompozit laboratuvarında ikincil olarak işlendiğinde, polimerizasyon % 95 veya daha yüksek bir seviyeye getirilebilir.
- II. Seramik, direkt kompozitten çok daha yüksek eğilme dayanımına, basınç dayanımına, ve elastisite modülüne sahiptir.
- III. İndirekt restorasyonlar ağız ortamı dışında yapılmaları sayesinde direk posterior kompozit restorasyonlarına kıyasla daha az miktarda polimerizasyon büzülmesi gerçekleşir.
- IV. Ağız dışı ortamda hazırlandıklarından, yan dişle olan kontakt ilişkisi daha başarılı olur.
- V. Kompozitle hazırlanan indirekt restorasyonların laboratuvar işlemleri, porselen indirekt restorasyonlardaki gibi zahmetli ve uzun değil daha basittir.
- VI. İndirekt restorasyon diş yapısına adeziv sistemlerle bağlandığı için geride daha çok diş sert dokusu kalır ve böylece dişin direnci artmaktadır.
- VII. Morfolojilerin, anatomik formların, kontur ve kontakların daha rahat kontrol edilmesi ve işlenmesi sağlanır.
- VIII. Yapıştırma sırasında porselene göre daha az kırık yaşanmaktadır. Tamir edilebilme gibi avantajları da mevcuttur.

- IX. İndirekt restorasyonda gerekli düzeltme ve cila işlemleri aynı seansta yapılabilir.
- X. Hem ekonomik olarak laboratuvar masraflarının daha az olması hemde hekime zaman kazandırmak açısından teknisyen tarafından laboratuvar ortamında kolay yapılabilir olmasına olanak tanır.
- XI. Karşıt dişlerde aşındırma görülmez.
- XII. Restorasyon direkt diş renginde hazırlanabilir.
- XIII. Direkt kompozit restorasyonlarına oranla daha yüksek fiziksel özelliklerine sahiptirler.
- XIV. Biyouyumlulukları fazladır (Roberson ve ark. 2006; Halaçoğlu ve ark. 2015).

2.4.3. İndirekt Restorasyonların Dezavantajları

- I. İndirekt kompozit reçinelerde genelde ikinci seans randevuya ihtiyaç duyulmaktadır ve zaman kaybı yaşanır.
- II. Direk kompozit reçine uygulamalarındaki kadar kısa sürede gerçekleşme de, su emerler.
- III. Zamanla renk değişikliğine uğrayabilirler.
- IV. Aşınmaya karşı dirençli değildirler.
- V. Daha hassas teknik uygulama gerektirirler.
- VI. Yeterli kalınlığın sağlanamadığı durumlarda kırılma olasılığı vardır.
- VII. Seramik türündeki materyallerden üretilen restorasyonlar karşıt dişte aşınmaya neden olabilmektedir.
- VIII. Reçine içerikli materyallerde reçine-reçine arası bağlantı sorunları oluşabilmektedir.
- IX. Tamir edilebilirliği direkt yöntem restorasyonlara göre daha düşüktür (Roberson ve ark. 2006).

2.5. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Laboratuvar Kompozit Materyalleri

Posterior indirekt kompozit reçine materyalleri genellikle hibrit kompozit reçineler ile birlikte yüksek miktarda cam doldurucu içermektedir. İndirekt kompozit reçine restorasyon sisteminde dişin kendi yapısından daha kaliteli bir yapı elde edebilmek için pürüzlendirme işlemi uygulanmakta ve hidrofilik primer ile dentin

bağlayıcı ajanlardan yararlanılmaktadır. Kompozit reçinelerin esneme katsayısı doğal diş değerlerine yakın olduğu için fonksiyon esnasında restorasyonun kırılma ihtimali azalmaktadır. Son yıllarda pek çok yeni indirekt kompozit reçine materyali üretilmiştir. Bu materyallerin aşınma dirençleri düşüktür ve doğal dişle olan renk uyumları fazla iyi değildir. 1981 senesinde ilk olarak piyasaya çıkan Isosit N (Ivoclar), % 30 oranında doldurucu içeren mikrofıl kompozit reçinedir. 1980 ve 1990 yılları arasında Coltene Brilliant Dentin sistemi (Coltene), Concept Inley/Onley sistemi (Ivoclar Viva dent), Herculite XRV Lab sistemi (Kerr) kullanıma sunulmuştur. Ayrıca Artglass (Heraeus-Kulzer), BelleGlass HP(Kerr), Targis (Ivoclar, Vivadent), Estenia (Kuraray), Sinphony (3M ESPE), Sculpture (PentronLaboratory Technologies), Gradia (GC America), Cristobal (Dentsply), Solidex (Shofu), True Vitality (Den-Mat) gibi laboratuvar destekli indirekt kompozit sistemleri de piyasaya çıkmıştır (Shellard ve Duke 1999).

2.5.1. Tescera

Tescera ATL İndirekt Kompozit Sistemi (Bisco Dental Products Richmond, ABD); ışık, ısı ve basıncın birarada kullanıldığı 2 parçalı bir sistemdir. İlk basamakta tabakalama yöntemiyle yerleştirilen kompozit her bir tabakada ışık ve basınçla polimerize edilir. Bu aşamada kompozit yapısındaki porözite ve defektlerin azaltılması amaçlanır. İkinci basamakta basınç ve ışığa ek olarak ısı kullanımı vardır; bu parça son polimerizasyonda ve tek aşamalı uygulamada, su altında 130°C’de ve 60 PSI basınç altında kompozit yapının polimerizasyonu sağlanır. Oksijen temizleyici kapsülün su içerisine atılması sayesinde oksijen inhibisyon tabakası elimine edilerek daha iyi bir polimerizasyon gerçekleşir ve sert bir yüzey elde edilir. Sistemde ağırlıkça % 87 inorganik doldurucu içeren opak özellikte 16 dentin rengi, % 72 inorganik doldurucu içeren transparan özellikte 16 mine rengi, 7 insizal, 3 kök dentini, 7 makyaj ve 4 kroma rengi bulunmaktadır (vita skalasına göre) (BISCO 2021; Karaarslan ve Duymuş 2010).

2.5.2. Gradia

Gradia PLUS Paste Heavy Body İndirekt Kompozit (GC Corporation Tokyo, JAPAN); ışık birimi Step Light SL-I ön polimerizasyon 10 sn ve son polimerizasyon Labolight DUO 3 dk, olarak kullanıldığı 2 basamaklı sistemdir. Ana birleşenler nanohibrid 1–5% Bis-GMA, 5–10% TEGDMA, 1–5% UDMA; seramik partiküllerden oluşmaktadır (Stawarczyk ve ark. 2021; GC 2021).

2.5.3. Ceramage

Ceramage Body (Shofu Inc., Kyoto, Japan) küçük parçalar halinde siman fulvarı ile kondanse edilen kompozit 20 sn Sublite V cihazı ile ön polimerizasyon yapıldıktan sonra final polimerizasyon işlem için Solidilite V cihazı ile 5 dk tamamlanarak iki aşamalı sistem ile gerçekleşmektedir. Kimyasal içerikleri olarak mikrohübrid kompozit olup ana matriks 5–15% UDMA; 73 wt % ZrSiO₄ partiküllerden oluşmaktadır (Stawarczyk ve ark. 2021; SHOFU 2021).

2.6. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Laboratuvar Kompozit Materyallerin Avantajları

- I. İndirekt kompozit reçine restorasyonlar doğal diş yapısına benzeyen esneme özelliklerden dolayı fonksiyon esnasında doğabilecek kırılma riskini minimumda tutar.
- II. Direkt kompozit restorasyonlardaki en büyük dezavantaj polimerizasyon büzülmesidir. Ama indirekt kompozit reçine restorasyonlar ağız dışında polimerize edildiği için polimerizasyon büzülmesi minimumda tutulur. Bu şekilde oluşabilecek gerilim stresleri azaltılmış olur.
- III. Doğru yöntem ve doğru uygulama ile iyi polimerizasyon gerçekleşmesi sonucu artık monomer miktarı minimuma indirilmiş olur.
- IV. Hem iyi kontakt noktaları, hem de iyi ara yüz cilası sağlanmış olur.
- V. Doku dostu biyoyumluluğu maksimumda sağlanmış olur ve sağlıklı bir doku yanıtı elde edilir.
- VI. Aşınmaya karşı iyi direnç sağlanır.
- VII. Kompozit reçine esneklik olarak doğal diş yapısıyla benzer olduğu için restorasyonun oklüzal basınçlara dayanma gücü artar (Karaarslan ve Ertaş 2010; Shellard ve Duke 1999).

2.7. CAD-CAM Sistemler

CAD/CAM bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (computer aided design-computer aided manufacturing) tekniği optik tarayıcılar yardımıyla elde edilen verilerin bilgisayar yazılımı sayesinde işlenerek üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi prensibine dayanır. Bazı sistemlerde sistemdeki veri toplama ünitesi ile direkt olarak ağız içinden veri toplanır. Bazı sistemlerde ise model üzerinden dişlere ait veriler taranır ve dijitalize edilerek bilgisayara aktarılır. Verilerin toplanarak

kaydedilmesi CAD/CAM sistemlerine göre farklı olabilmektedir. Verilerin toplanması optik ve mekanik sayısallaştırıcılar sayesinde yapılır. Mekanik sayısallaştırıcı, diş ile tarayıcının pozisyonunu göreceli olarak sabit tutup, prepare edilen bütün diş yüzeyinin üç boyutlu görüntüsünü oluşturur. Bu tip sayısallaştırıcılar genellikle dişten kaşık ile alınan ölçünün negatif yansıması olan yüzeylerden veri elde edilmesi amacıyla kullanılır. Fakat, tarama esnasında marjinal bölgelerde deformasyon olabileceğinden, ölçü düküldükten sonra elde edilen model üzerinde mekanik sayısallaştırıcıların kullanımı tavsiye edilmektedir. Optik sayısallaştırıcılar genelde harekete duyarlı olurlar. Bu yüzden intraoral optik tarayıcıların kullanımı esnasında hastanın az bile olsa hareket etmesi, hazırlanacak restorasyonun uyumunu negatif yönde etkilemektedir. Optik sayısallaştırıcıların elde ettiği veriler, hızlı ve yüksek çözünürlüğe sahiptir. Ancak taraması sırasında oluşan gölgelenme, ekstraoral optik sayısallaştırıcıların dezavantajlarından biridir. Yeni geliştirilen tarayıcılarda model 4-5 farklı aks üzerinde pozisyonlandırılarak taranır ve istenilen bölgenin tam olarak aktarılması sağlanabilmektedir. Tarama ile elde edilen veriler bilgisayar ortamına kaydedilir ve bilgisayar yazılımı ile noktacıklardan oluşan sanal bir modele dönüştürülmektedir. Restorasyonun dijital tasarımı tamamlanır ve sonra CAD yazılımı, elde edilen bu sanal modeli CAM ünitesini hareket ettiren komut dizisine çevirir. CAD/CAM sistemlerinin ilk kullanıldığı yıllarda, restorasyonlar yalnızca prefabrik blokların elmas disk ve frezlerle kazınması ile üretilmiştir. Eksiltme yöntemi denilen bu teknikte, cihaz blok materyalden eksiltme yaparak hedeflenen materyal şekline ulaşılmaktadır. Her ne kadar bu yöntem etkili olsa da, istenilen dental restorasyonun elde edilebilmesi için prefabrik blokların %90'ı kazınarak uzaklaştırılmakta ve bu kazınan malzeme boşa gitmektedir. Günümüzde eksiltme yöntemine alternatif olarak ekleme yöntemi ortaya çıkmıştır. Metal veya seramik restorasyonların üretiminde kullanılan seçici lazer sinterizasyonu, ekleme yöntemlerinden biridir. Bu yöntemin CAD/CAM sisteminde de kesme işlemine benzer bir işlem dizisi kullanılmaktadır ancak kesme işlemi yerine metal veya seramik toz havuzundaki tanecikler sürekli ilave edilerek sinterleme işlemi ile restorasyon oluşturulmaktadır. Böylelikle kesme işlemindeki boşa giden atık materyal bu sistemde ortaya çıkmaz.

CAD sistemi ile 3D tasarımlar oluşturulur. Tasarımların hazırlanmasının ardından feldspatik veya dökülebilir seramik materyalden hazırlanmış porselen blokların sisteme bağlı aletler yardımıyla freze edilmesi ile istenilen restorasyon elde

edilir. Restorasyonun üretiminin ardından oklüzyonun uyumlanması ve cila işlemleri gerçekleştirilir ve restorasyon hasta ağzına simante edilir (Liu 2005; Heffernan ve ark.2002).

2.7.1. CAD-CAM Sistemlerin Tarihçesi

Moderin diş hekimliğinde hızla gelişen teknoloji sayesinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim, yabancı dildeki kısaltma ismiyle CAD/CAM uygulamaya başlamışlardır (Liu 2005; Karaalioğlu ve Duymuş 2008). Bu üretim sistemi teknolojinin pek çok dalında yıllardan beri kullanılmasına karşın, optik okuyucu ve intraoral görüntüleme olarak ilk kez 1977'de ABD'deki Bruce Altshuler tarafından kullanılmıştır. 1980 yılında ise restoratif diş hekimliğine girmeye başlamıştır. Francois Duret, Duret sistemini 1984'de Fransa'da geliştirmiş ve bir üyeli restorasyonları elde etmiştir. 1988 yılında Werner Mörmann ile Marco Brandestini İsviçre'de Cerec sistemi adı altında üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulamasını gerçekleştirmişlerdir (Heffernan ve ark. 2002).

1984 yılından günümüze kadar Cerec, Procera, Duret, Celay, Cicero, Cercon, ve Lava gibi birçok CAD/CAM sistemi piyasaya çıkmış ve son 20 yılda bu sistemlerin diş hekimliğinde kullanımı giderek yaygınlaşmıştır. Bu sistemlerle zirkonyum ve alümina polikristallerinin kullanımına başlanmıştır (Griggs 2007). Bilgisayar teknolojisinin diş hekimliğine adaptasyonu ile birlikte diş hekimliğinde önemli zenginlikler yaşanmıştır (Palin ve Burke 2005).

- I. Preparasyonun ekstra oral veya intraoral olarak taranıp verilerin toplanması
 - II. Restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu şekilde planlanması ve tasarımı (CAD)
 - III. Sanal ortamda hazırlanmış restorasyonun üretiminin sağlanması (CAM)
- (Karaalioğlu ve Duymuş 2008).

2.7.2. CAD-CAM Sistemlerin Avantajları

CAD/CAM uygulamalarının kullanımı bir çok avantajı bulunmaktadır. Bunlar;

- I. Geleneksel ölçü alma yöntemlerine gerek duyulmamaktadır.
- II. Restoratif materyaller daha uyumlu şekilde daha kısa süre içinde elde edilebilmektedir.
- III. Bu sistemlerin gelişmesiyle birlikte hata olasılığı oldukça azalmıştır
- IV. Restorasyonların üretim safhasında oluşabilecek muhtemel çapraz kontaminasyon riski minimuma indirgenmiştir.

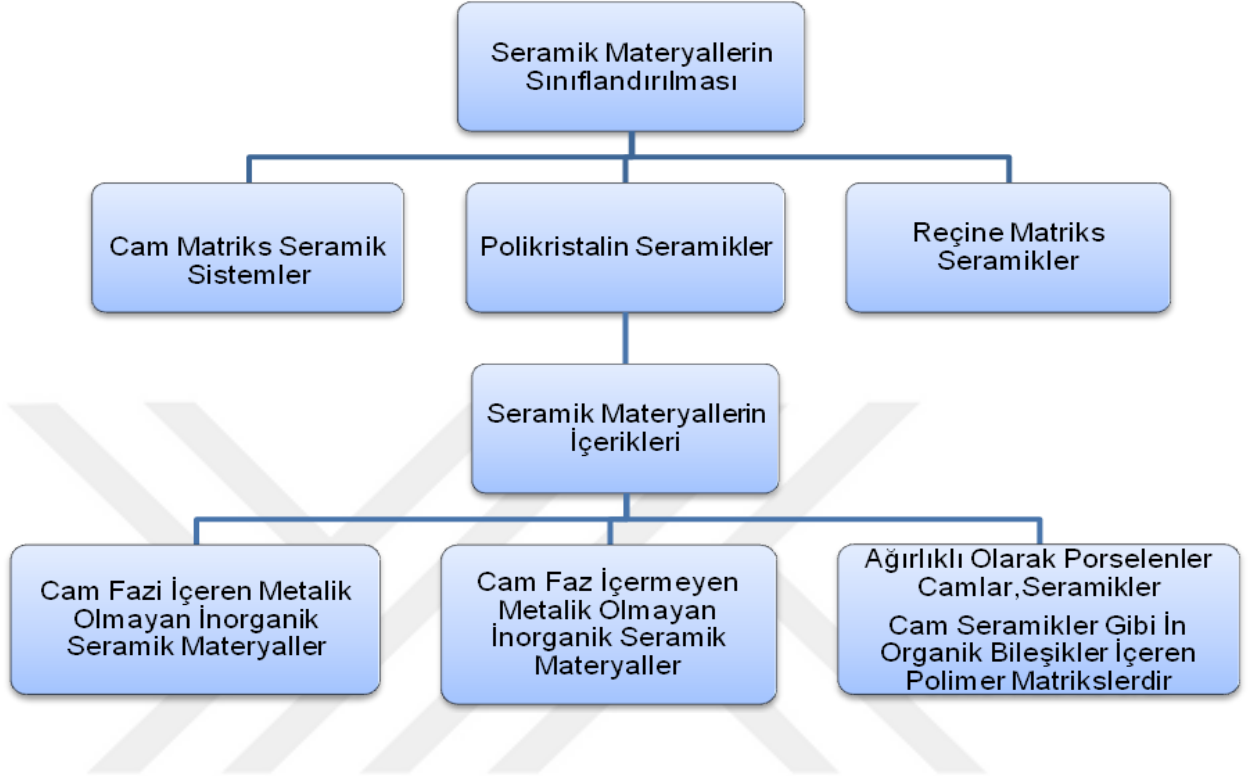
- V. Uygulamalar tek bir seansta yapıldığı için hem hasta hem de hekim için zaman tasarrufu sağlanmaktadır.
- VI. Ölçü alımında meydana gelebilecek problemler azalmıştır ve geçici kuron yapımına gerek duyulmamaktadır (Palin ve Burke 2005; Liu 2005; Cerec ve E4D Dentist Sistem).

2.7.3. CAD-CAM Sistemlerin Dezavantajları

- I. CAD/CAM sistemleri geleneksel yöntemlere göre ekonomik olarak daha maliyetlidirler.
- II. Blokların monokromatik özellikte olması renk ile ilgili beklentileri tam olarak karşılamayabilir.
- III. Dişeti altına inen restorasyon sınırlarının optik görüntüsünün bilgisayara aktarımında sorun yaşanabilmektedir (Christensen 2001).

2.7.4. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşması ile fonksiyonel ve estetik beklentiler artmıştır. Artan beklenti ile birlikte farklı bileşenlere sahip, fiziksel ve yapısal olarak daha güçlü materyaller geliştirip üretmişlerdir. Üretim aşamasında kullanılan blok materyaller restorasyonun ağızdaki konumuna, restorasyonun tipine, hastanın mevcut beklentilerine, sosyo-ekonomik koşullara ve hekimin tercihine göre değişkenlik göstermektedir. Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılır (Sulaiman2020; Şen ve Tuncelli 2017).

Tablo 2-1 CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramik Materyallerin Sınıflandırılması

2.7.4.1. Feldspatik Seramikler

Diş hekimliğinde feldspatik seramik içeren bloklar CAD/CAM sistemlerinde ilk kullanılan bloklardandır. Bu bloklarla yapılan ve 10 yılı kapsayan bir çalışmada, % 90.4 başarı gibi oldukça yüksek bir değere ulaşılmıştır. Cam matriks içerisinde % 30 oranında, homojen şekilde dağılmış, boyutları 3-4 mikrometre olan feldspar partikülleri bulunmaktadır. Bu blokların kırılma dirençleri 150 Mpa iken, elastiklik modülleri ise 45-63 Gpa'dır. Monokromatik, polikromatik ve dikromatik olarak 3 farklı şekilde feldspatik seramik blok bulunmaktadır. Monokromatik blokların geliştirilme çabaları ile dikromatik ve polikromatik blokların üretilmesi sağlanmıştır. Dikromatik bloklar, küresel şekilde dentin çekirdeği içerirler ve bu çekirdeğin çevresinde translusent mine tabakası bulunmaktadır. Mine ve dentini taklit etmek amacıyla bu bloklardaki renk geçişi 3 boyutlu bir yay şeklinde hazırlanmıştır. Polikromatik bloklar ışık geçirgenlikleri ve farklı renk doygunluğu sayesinde doğal diş dokusunu iyi taklit etmektedirler. Böylece doğal dişin optik özelliklerini taklit ederek mevcut doğal diş dokuları ile restorasyonun bir bütün oluşturması sağlanmaktadır. Bu bloklar inley, onley, overley, laminate veneer ile parsiyel ve full kuron yapımı için uygundur. İçerdiği yüksek

orandaki cam seramik sayesinde hidroflorik asit ile pürüzlendirme yapılabilir ve adeziv simantasyonları oksit seramiklere göre daha başarılıdır. Cilalanabilirlikleri mekanik olarak iyidir. Bu bloklar sahip oldukları özellikler sayesinde hasta başı tek seans uygulamalar (chairside) için uygundur (Sulaiman 2020; Şen ve Tuncelli 2017).

2.7.4.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lösit kristalleri, çok aşamalı fabrikasyon işlemlerinden geçerek cam matriks içerisinde kontrollü bir şekilde kristalize edilmektedir. Genellikle kullanılan lösit bazlı cam seramik kristalleri; alüminyum oksit (Al_2O_3), silisyum oksit (SiO_2) ve potasyum oksit (K_2O)'tir. Silikat cam matriks hacimce % 30-40 oranında 1-5 mikrometre büyüklüğünde lösit kristal faz içermektedir. Seramik materyallerin translusentliği ve aşındırma etkisi doğal diş yapısıyla benzerlik gösterir. Bükülme direnci ise 160 Mpa'dır. Lösit kristallerinin seramik materyale sağladığı direnç etkisi iki mekanizma ile açıklanmaktadır. Bu mekanizmalardan ilki; seramik içerisinde bir çatlak oluşması durumunda lösit kristalleri çatlağın yönünü değiştirerek çatlağın ilerlemesini durdurmaktadır. Diğeri ise; seramik materyalin soğuması esnasında cam matriks içerisinde baskı gerilimi meydana gelmesidir. Seramiğin hacimce % 40'ını oluşturan lösit kristallerinin genleşme katsayısı değeri, cam matriksin genleşme katsayısından daha yüksektir. Seramik ısıtıldıktan sonra soğurken lösit kristallerinde büzülme meydana gelir. Bu büzülme cam matriksi kendine doğru çeker ve böylece yapı içerisinde iç basınç oluşur. İç basınç, materyalde çatlak oluşması durumunda mikro çatlakların ilerlemesini durdurur. Lösit içeren cam seramikler renk, translusensi, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyona direnci gibi özellikler bakımından doğal dişe benzemektedirler. Laminate veneer ve anterior bölge kron ile sınırlı endikasyonu vardır (Sulaiman 2020; Şen ve Tuncelli 2017; Young ve Altschuler 1977).

2.7.4.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramik restorasyonların kullanım endikasyonlarının artırılması için kırılmaya karşı daha dayanıklı materyallerin üretilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Bu sebeple altyapı seramiğinin daha dayanıklı olabilmesi için lösit cam seramiklere oranla çok daha yüksek miktarda kristal içeren bu sistem geliştirilmiştir. Materyal % 70 oranında lityum disilikat kristali içermektedir. Üst yapı seramiğine baktığımızda ise, florapatit kristallerinden oluşmaktadır. Lityum disilikat materyalinin kırılma direnci yüksektir ve freze edilmesi çok zordur. Bu sebeple CAD/CAM sistemlerinde kullanılan

porselen blokların freze edilmesinde farklı yöntemler kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak için üretilen lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler blokların üretim prosesinde seramik materyal parsiyel olarak kristalize edilmektedir. Parsiyel olarak kristalizasyonun amacı blokların hızlı ve kolay bir şekilde freze edilebilmesi ve işlem sırasında materyale gerekli direncin sağlanmasıdır. Parsiyel olarak kristalize edilen bloklardaki temel kristal faz lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Bu materyalin kimyasal ve mekanik dayanımı oldukça düşüktür. 850°C 'de gerçekleşen kristalizasyon işlemi sonrasında lityum metasilikat direnç kazanır ve diş rengindeki lityum disilikata dönüşür. Lityum disilikat CAD/CAM blok materyalleri üç farklı ışık geçirgenliğine sahiptir. İnlay ve onlay restorasyonların yapımında kullanılabilen oldukça yüksek miktarda translusent olan blokların çevre dokuların rengini absorbe etme özellikleri (bukalemun efekti) vardır. Bu özellik sayesinde oldukça estetik restorasyonlar elde edilebilmektedir. Düşük translusenstlikteki bloklar ise farklı renk seçenekleri ile tam kron restorasyonların yapımında kullanılabilmektedir. Renklenmiş dişlerin tedavisinde, tabakalama tekniğiyle birlikte multiblokların kullanımı uygundur. Estetiğin daha önemli olduğu anterior bölgelerde ise cut-back tekniği kullanılarak üst yapı porseleni uygulanabilir. 0.8 mm kalınlıkta hazırlanabilen altyapı sayesinde bu materyallerin kırılma direnci 400 ± 40 Mpa'a kadar yükselmiştir. Bu sayede hem tek kron restorasyonların yapımında hem de 3 üyeli köprü restorasyonların yapımında kullanılabilmektedir. Endikasyon alanı ise 2. premolar dişlerinin anterioru ile sınırlıdır (Sulaiman 2020; Şen ve Tuncelli 2017; Young ve Altschuler 1977; Abdullah ve ark.2018).

2.7.4.4. Sinterlenen Oksit Seramikler

A. Cam İnfiltrat Oksit Seramikler

Bu tür seramik sistemlerin son sertlik değerlerine ulaşabilmeleri için lantan oksit cam infiltrasyonu işleminden faydalanılmaktadır. Bu sistemdeki bloklar In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3 gruba ayrılır. 1994'te In-Ceram Alumina sistemine alternatif olarak opak alt yapıya sahip In-Ceram Spinell üretilmiştir ve bu sistem estetik olarak daha başarılı olduğu bildirilmiştir. In-Ceram materyalleri arasında en fazla translusensiye sahip olan materyal In-Ceram Spinell'dir. Bükülme direnci In-Ceram Alumina materyaline göre % 25 daha düşüktür. Translusensliği ise ona oranla 2 kat daha fazladır. Translusens özelliği sayesinde

estetiğin önemli olduğu anterior bölge restorasyonlarında tercih edilir. 1989 yılında yüksek oranda sinterlenmiş pöröz alumina altyapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lanthan oksit cam infiltrasyonu ile In-Ceram Alumina elde edilmiştir. Anterior bölge kuronlarında, posterior bölge kuronlarda, üç üyeli anterior bölge köprülerde altyapı materyali olarak kullanılır. In-Ceram Zirconia alüminyum oksit içeriğine ilave olarak % 33 oranında seryum stabilize zirkonyum katılarak üretilmiştir. In-Ceram Zirconia'nın cam infiltrasyonu 1100°C'de iki saat sinterlendikten sonra gerçekleşmektedir. Son halini alan yapının yaklaşık % 23'ünü cam faz oluşturmaktadır (Şen ve Tuncelli 2017; Sulaiman 2020; Young ve Altschuler 1977; Abdullah ve ark.2018).

B. Alüminyum Oksit

Bu seramik materyaller presinterize halde durur ve restorasyonun üretiminden sonra materyal 1520°C'de fırınlanır. % 100 alüminyum oksit kristalleri; yarı sinterlenmiş, yüksek dayanıklılığa sahip olan oksit bloklardır. 500 MPa'nın üzerinde kırılma dayanımına sahiptir ve bükülme dayanımı ortalama 610 MPa'dır. Elastik modülü ise 380 GPa'dır. Frezelenme işleminden sonra materyale cam infiltrasyonuna ihtiyaç yoktur. Bu bloklar monokromatiktir; fakat daha sonra farklı tonlardaki porselen yığma işlemi ve renklendirme likitiyle renklendirilebilir ve estetik görünüm sağlanabilir (Şen ve Tuncelli 2017).

C. Zirkonyum Oksit

Yüksek mekanik dirence, kimyasal ve boyutsal stabiliteye sahip olma gibi çeşitli avantajları ile ön plana çıkan zirkonyum günümüzde, tam porselen restorasyonların alt yapılarının üretiminde en çok tercih edilen materyaldir. Üretim şekillerine göre zirkonyum dioksit blok materyaller 3 grup altında incelenirler. Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit blok materyaller, üretim sırasında herhangi bir sinterleme işlemi gerçekleştirilmeden zirkonyum dioksit tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilmektedir. Kolay aşındırılırlar ve daha sonrasında sinterlenerek kullanılırlar. Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit blok materyaller, zirkonyum dioksit tozunun içerisine bağlayıcı madde ilave edilerek preslenmesi sonucu blok haline getirilmesi ile üretilirler. Zirkonyum dioksit tozu, üretilirken ısı uygulamadan basınçla sıkıştırılır ve 1350-1550°C ısıda ön sinterleme işlemi görür. Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit blok materyaller, ilk olarak 1300°C'de sinterlenir ve sonuçta %95 yoğunluğa ulaşır. Oluşan yapı çok sert

olduğundan aşındırma işlemi uzun sürmektedir (Şen ve Tuncelli 2017; Sulaiman 2020; Young ve Altschuler 1977; Abdullah ve ark.2018).

2.7.4.5. Nanoseramikler

Nanoseramik materyaller, nano boyuttaki seramik partikülleri ve UDMA (üretan dimetakrilat) içeren reçine matriksten oluşmaktadır. Yapı içerisinde 4-11 nm çapında zirkonyananomerler ve 20 nm çapında silika nanomerler bulunmaktadır. Blokların üretim aşamasında yapıya ilave edilen silan, nanomer yapı ve reçine matriks arasında kimyasal bağlantı oluşumunu sağlamaktadır. Materyalin % 80'i polimerik bir matriksten oluşur ve bu matriks içerisinde 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit nano partikülleri ile birbirine bağlı 20 nm çapında silika içerir. Nanoseramik materyalinin elastik modülü 10-20 Gpa'dır. Bu da dentine yakın değerler gösterdiği ve cam seramiklere kıyasla stresi daha fazla absorbe ettiği anlamına gelir. 204 MPa kırılma direncine sahiptir. Bu kırılma direnci değeri feldspatik, lōsit ve kompozit bloklarından daha yüksek, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara ise yakındır. Nanoseramiklerin kuvveti absorbe etme özelliklerinin yüksek olduğu ve implantüstü restorasyonlarda seramikler restorasyonlara oranla daha başarılı sonuçlar verdiği vurgulanmaktadır. Ayrıca cam seramiklere göre karşıt oklüzyonda meydana getirdikleri aşınma miktarı çok daha azdır (Şen ve Tuncelli 2017; Sulaiman 2020; Young ve Altschuler 1977; Abdullah ve ark.2018).

2.7.4.6. Hibrit Seramikler

Hibrit seramik blokların içeriğinde yüksek oranda bulunan seramik ağı, birbiri içerisine tamamen entegre olan bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir. Böylelikle kompozit ve seramik materyallerinin olumlu özellikleri bu yapıda bir araya getirilmiştir. Hacimce % 75'i seramik yapıdan oluşmaktadır. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Seramik materyallerde oldukça sık rastlanan çatlak ilerlemesi problemi polimer ağ yapısı sayesinde minimuma inmiştir. Bu materyaller yüksek kuvvetlere karşı dayanıklı olmalarından dolayı özellikle posterior restorasyonların yapımında kullanılırlar (Şen ve Tuncelli 2017; Sulaiman 2020; Young ve Altschuler 1977; Abdullah ve ark.2018).

2.7.4.7. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler, CAD/CAM sistemlerinde ilk kullanılan bloklardan biridir. Lityum disilikat seramik blok materyallere zirkonyum infiltrasyonu ile üretilen bu blokların mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Seramik yapıya baktığımızda, % 56-64 oranında SiO_2 , % 8-12 oranında ZrO_2 , % 15-21 oranında Li_2O , % 3-8 oranında P_2O_5 , % 1-4 oranında K_2O ve % 1-4 oranında Al_2O_3 içermektedir. Frezeleme işleminin ardından materyalin kırılma direnci 210 Mpa iken, kristalleşme ile birlikte kırılma direnci değeri 420 MPa'a ulaşmaktadır (Şen ve Tuncelli 2017; Sulaiman 2020; Young ve Altschuler 1977; Abdullah ve ark.2018).

2.7.4.8. Kompozitler

Kompozit reçine esaslı bloklar; yapısal, fiziksel, biyolojik ve estetik açıdan sağladığı avantajlarından dolayı daha iyi özelliklere sahip uzun süreli geçici restorasyonların yapımına izin vermektedir Bir diğer avantajı ise, brüksizm ve diş gıcırdatma problemi olan hastalarda çiğneme kuvvetlerini absorbe etme ve karşıt oklüzyonda daha az aşınmaya sebebiyet verme özelliklerinden dolayı bu tür malzemeler kullanılarak tek diş kuronlar ve indirekt restorasyonlar hazırlanabilmektedir (Şen ve Tuncelli 2017; Sulaiman 2020; Young ve Altschuler 1977; Abdullah ve ark. 2018).

2.7.4.9. Polimerler

Uzun süreli kullanılacak olan geçici restorasyonların yapımında kullanılır. Bazı durumlarda maliyeti yüksek olan seramik blok materyallerden marjin adaptasyonu yanlış ve uyumsuz restorasyonların üretimini önlemek amacıyla, öncesinde daha az maliyetli rezin materyalden üretim yapılarak restorasyonun hem adaptasyonu hem de estetik özellikleri ağız içerisinde prova edilebilmektedir. Bu amaçla piyasaya sürülen materyaller monokromatik ve polikromatik yapıda olabileceği gibi, yapısında polimetilmetakrilat bulunmayan materyaller de mevcuttur. Ayrıca CAD/CAM sistemlerinde akrilik reçine esaslı blokların kullanımı ile birlikte artık monomer açığa çıkmadan döküme girebilen altyapı modelajları ve cerrahi plaklarda hazırlanabilmektedir (Şen ve Tuncelli 2017; Sulaiman 2020; Young ve Altschuler 1977; Abdullah ve ark.2018).

2.7.4.10. Metaller

Diş hekimliğinde çoğunlukla krom-kobalt alaşımları, saf titanyum ve titanyum alaşımları kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemlerinin gelişimiyle birlikte, metal destekli seramik restorasyonlar üretilirken veya implantüstü restorasyonlarda bar yapımı sırasında bu materyallerden üretilmiş bloklar kullanılır. Bu blokların kullanımıyla dökümden kaynaklanan büzülme ve uyumsuzluklar engellenmektedir ve pasif uyumu sağlamak daha kolay hale gelmektedir. Geçmişten beri sıklıkla kullanılan geleneksel metal blokların yanı sıra günümüzde güncel bir materyal olan sinterlenen metal bloklarda piyasaya sürülmüştür. Bu blok materyallerden restorasyonların üretim aşamaları, zirkonya esaslı bloklardan üretilen restorasyonların üretim sürecine benzemektedir. Kısmi sinterlenmiş metal bloklar, sinterlendikten sonra meydana gelecek olan büzülme miktarının telafi edilebilmesi için % 110 oranında daha büyük freze edilirler. Freze edilen restorasyonlar daha sonra argon gazı bulunan ortamda sinterlenerek mekanik açıdan ve boyut bakımından son haline ulaşırlar (Şen ve Tuncelli 2017; Sulaiman 2020; Young ve Altschuler 1977; Abdullah ve ark. 2018).

2.7.4.11. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Reçine Esaslı Kompozit Bloklar

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler, günümüzde diş hekimliğinde daha yeni materyallerin kullanımına olanak sunmuştur. Ayrıca CAD/CAM materyallerinin biyomekanik özelliklerini daha da geliştirmek amacıyla pek çok yeni araştırma yapılmıştır. Yeni jenerasyon frezelenen kompozit reçine blok materyaller piyasaya sürülmüştür (Kunzelmann ve ark. 2001). Bu materyaller geçici restorasyonlar ve daimi sabit protetik restorasyonların üretimi amacıyla üretilmiştir (Şen ve Tuncelli 2017).

A. PARADİGM™ MZ 100

Paradigm™ MZ 100 (3M/ESPE, Saint Paul, MN, ABD) blok materyaller kimyasal olarak; TEGDMA ve Bis-GMA organik matrisinden oluşan, ortalama tanecik büyüklüğü 0,6 µm olan kompozit reçine materyallerdir. Ağırlıkça % 85 oranında inorganik zirkonya-silika seramik dolgu maddesi içermektedirler. Seramik bloklara alternatif olarak 2000 yılında kullanıma sunulan bu materyaller geliştirilmiştir. En büyük avantajı materyalin üstün freze edilebilme özelliği olarak belirtilmiştir (Rusin 2001). Doğal diş ile benzer aşınma direnci değerine sahiptir. Paradigm™ MZ 100 blokları onley, inley, laminate veneer ve kuron protezlerin yapımında kullanılmaktadır.

Elde edilen nihai restorasyonların diş adeviv olarak simante edilmesi gerekmektedir (Şen ve Tuncelli 2017; Tinschert ve ark. 2004; Fasbinder 2010).

B. LAVA™ ULTIMATE

Lava™ Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) blok materyaller nano teknolojik olarak üretilen ve seramiklerin bir arada bulunmasını temel alan, seramik ve kompozit materyallerin estetik ve fiziksel özelliklerini birarada içeren reçine nanoseramik materyaller olarak tanıtılmıştır. İçeriğinde 4-11 nm çapında zirkonya ve 20 nm çapında silika nanomerler bulunmaktadır. Blokların üretim aşamasında silan metaryalinin kullanılmasıyla birlikte nanomer yapı ve reçine matriks arasında kimyasal bağlantı oluşturulmaktadır. Bu kimyasal bağlantı sonucunda 0,6-10 µm boyutunda nanopartiküler demetler oluşur. Reçine matriks içerisinde seramik nanopartiküller % 80 oranında gömülü olarak bulunurlar. Bu seramik nanopartikül yapı materyale yüksek aşınma ve kırılma dayanıklılığı sağlamaktadır. Materyalin üretimi sırasında bloklar uzun süre ısıtılma maruz kalırlar (3M ESPE 2021). Tam sinterize nanoseramik bloklar, yarı sinterize seramik blokların aksine ilave ısıtılma ihtiyaç olmaması yönüyle de daha avantajlı konumdadır. Cam seramiklerle karşılaştırıldığında karşıt dişte daha az aşındırma yapması, glazürleme işlemine ihtiyaç duyulmaması, cila işlemlerinin daha kolay olması ve yüzey pürüzsüzlüğünü uzun süre koruması en önemli avantajları arasındadır. Ayrıca, tamir veya ilave işlemleri de ışıqla polimerize olan kompozitler kullanılarak basit bir şekilde yapılabilir (3M ESPE 2021). Lava TM Ultimate CAD/CAM blok materyallerin bükülme direnci 200 MPa'dır. Dört yüksek ve dört düşük translüsensiye sahip renk olmak üzere toplam sekiz renk seçeneği bulunmaktadır. Lava™ Ultimate blokların onley, inley, laminate veneer, tam kuron ve implant destekli kuron protezleri yapımında kullanım endikasyonları vardır. Elde edilen restorasyonların, diş yüzeyinde asitle pürüzlendirme yapılmadan adeviv olarak simante edilmesi önerilmektedir (Şen ve Tuncelli 2017; Young ve Altschuler 1977; Abdullah ve ark.2018).

2.8. Adezyon Sistemleri

Diş hekimliğinde adezyon kelimesi, iki yüzeyin birleşim kuvvetleri (valence forces), kilitleme kuvvetleri (interlocking forces) veya her ikisini de içeren ara yüzey kuvvetleri tarafından bir arada tutulması durumunu ifade etmektedir. Genel olarak iki yüzeyi bir araya getiren, ayrılmaya karşı direnç gösteren ve yükü bir yüzeyden diğerine

aktararak iki yüzeyi birleştiren materyallere adeziv adı verilmektedir. Modern diş hekimliğinde ise adeziv sistemler, restoratif materyallerin mineye, dentine veya başka bir restoratif materyale adezyonunun sağlanması için kullanılırlar (Marshall ve ark. 2010).

Adezyon genellikle aderent ve arayüzden oluşmaktadır. Bu kombinasyona ise “adeziv bileşke” adı verilmektedir. Adeziv bileşke çoğu zaman oldukça karmaşık yapıdadır. Bu yapının karmaşık olması, diş hekimliğinde aderentlerin oldukça çeşitli olması ve adezivlerin bir veya çoklu arayüzler içermesinden kaynaklanmaktadır.

Adezyon; kimyasal, fiziksel ve/veya mekanik bağlanma yöntemlerine göre gruplandırılabilir. Fiziksel bağlanma, Van de Waals kuvvetlerinden oluşmaktadır. Zayıf bir bağlanma türü olmasına rağmen, her iki yöntemin de temel aldığı adeziv yöntemler, hem mine yüzeyinde mikro-retantif rezin taglarının oluşturulmasını, hem de dentin adeziv arayüzündeki inter diffüzyonunun ya da diğer adıyla hibrit tabakanın oluşturulmasını içermektedir (Buonocore 1955; Giannini ve ark.2015).

Geniş bir uygulama alanına sahip olan dental adeziv sistemlerden, diş hekimliğinde yaygın olarak yapılan tedavilerin çoğunda faydalanılmıştır. Bütün direkt kompozit reçine restorasyonlarda adezyon gereklidir. İndirekt restorasyonlar (onley, inley, veneerler, kronlar, postlar vb) da bileşenlerine ve dizaynlarına bağlı olarak, reçine esaslı yapıştırma siman ile birlikte adeziv sistemlerin de kullanılmasını gerektirir. Bunun yanı sıra dental adeziv teknolojisi, endodontik obtürasyon materyallerinde, pit ve fissür örtücülerde, dişlerin splintlenmesinde, dentin aşırı duyarlılığın tedavisinde ve ortodontik apareylerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır. Adeziv sistemler, zayıflamış mine veya dentinin güçlenmesine katkı sağlamaktadır. Mikro sızıntıyı ve uygun kullanıldığı takdirde post operatif hassasiyeti azaltmaktadır. Özellikle, dental adeziv sistemler, dişteki sağlam dokularının korunmasına yardımcı olmaktadır. Minimal ve hatta mikro invaziv restorasyon uygulamalarına da olanak sağlamaktadır. Diş hekimliğinde ilk olarak Dr. Michael Buonocore adeziv teknolojisinin uygulanmasını önermiştir. Buonocore fosforik asit ile mineyi pürüzlendirilerek adeziv reçinenin penetre olabileceği mikro gözeneklerin oluşturulması sonucu mikro mekanik adezyonu esas alan yeni pit ve fissur örtücüler ve kompozit reçine materyaller üretmiştir. Bu ürünler klinik olarak kullanılmaya başlanmıştır. Buonocore 1960’ların sonlarına doğru, dentin dokusuna bağlanmanın da mümkün olabileceğini öne sürmüştür. Daha sonra, diş dokularına dayanıklı ve güçlü bir adezyon sağlamak amacıyla çok sayıda yeni adeziv

sistem geliştirilmesine katkı sağlamıştır (Buonocore 1955; Giannini ve ark.2015; Van ve ark. 2005; Vicente ve ark. 2006).

2.8.1. Mineye Bağlanma

Dışarıdan herhangi bir etkiye maruz kalmamış olan dişin mine yüzeyi düz bir yapıdadır ya da yüzeyi plakla kaplıdır. Bu adezyon için olumsuz bir durumdur çünkü iyi bir adezyon için diş yüzeyi ile materyalin yakın teması gereklidir. Adezyonun daha iyi sağlanabilmesi için mine uygun hale getirilmelidir. Buonocore tarafından 1955 yılında mineye % 85'lik fosforik asit uygulanmış ve akrilik reçinenin diş minesine olan retansiyonunun arttığını keşfedilmiştir. Bu keşif, diş hekimliğinde adezyon kavramının ve adezyon ile ilgili materyallerin gelişiminde çok önemli bir dönüm noktası olarak kabul edilir (Buonocore 1955). Adeziv ve mine arasındaki bağlanma, mine dokusunun asit ile dağlanması sonucu mine yüzeyinde 5-50 μ derinliğinde meydana gelen pörözitelere reçine monomerlerin infiltre olması ve asitleme sonrası açığa çıkan hidroksiapatit kristallerinin minede oluşan porlara infiltre olan monomerlerce sarılması şeklinde gerçekleşmektedir (Giannini ve ark.2015). Diş yüzeyine uygulanan % 30-40'luk fosforik asit uygulaması mine yüzeyinde oldukça retantif bir yüzey oluşturur. Fakat % 40'tan daha düşük konsantrasyonlarda uygulandığında minede daha az kalsiyum çözülmesi sebebiyle daha zayıf bir bağlantı oluşmaktadır (Özkul ve Küçükeşmen 2012). Minedeki inorganik içerik dentine oranla daha fazla olduğundan mine dokusu dentine oranla asite daha dirençlidir. Mineyi asitle pürüzlendirme kapasitesi etch-and-rise sistemlerde genellikle yeterli iken, self-etch sistemlerde bazen yetersiz kalabilmektedir (Van ve ark. 2005; Vicente ve ark.2006).

Ayrı asitleme basamağı bulunan adezivlerin bağlanma kuvveti, self-etch adezivlerin mineye bağlanma kuvvetine oranla daha yüksek bulunmuştur. İki aşamalı self-etch adezivler fosforik asit ile kıyaslandığında düşük pH'larından dolayı minede daha sık bir demineralizasyon sağlar. Adeziv uygulaması öncesinde ilave olarak fosforik asit ile minenin pürüzlendirilmesi, self-etch adezivlerin bağlanma oranlarını da arttırmaktadır. *İn-vitro* yapılan çalışmalar, iki basamaklı self-etch adezivlerin normal dentin ve mine yüzeyine kabul edilebilir miktarda bağlanabildiğini göstermektedir. Bununla birlikte iki aşamalı self-etch materyaller, dokunulmamış mineye ve sklerotik dentin yüzeyine aynı şekilde bağlanamamaktadır (Giannini ve ark.2015).

All-in-one self etch adezivlerde bulunan asit, etch-and-rinse adezivlerde bulunan asite oranla daha düşük konsantrasyondadır. All-in-one self etch adezivlerin prizmatik minenin bulunmadığı sıkı hidroksiapatit tabakasından meydana gelen sağlam mine yüzeyinde iyi sonuç veremeyebileceği bildirilmiştir. Sağlam mine yüzeyinde beklenen bu durumun self-etch adezivlerin pH'sının yüksek olması ve asidik özelliğinin düşük olmasından dolayı olduğu düşünülmektedir (Özkul ve Küçükeşmen 2012).

Self-etch sistemlerin günümüzde kullanım alanları oldukça artmıştır. Ancak özellikle mineye bağlanma aşamasında fosforik asit ile pürüzlendirme yeni geliştirilen materyallerde hala önem taşımaktadır (Perdigo ve ark.2005).

2.8.2. Dentine Bağlanma

Mine ile dentin kıyaslandığında dentin dokusundaki en önemli fark, dentin tübüllerinin içerdiği sıvı dolayısıyla intrinsik bir neme sahip olmasıdır. Dentin tübüllerinin sayısı pulpa dokusundan ($45.000/\text{mm}^2$) mine-dentin sınırına ($20.000/\text{mm}^2$) doğru yaklaştıkça giderek azalmaktadır. Bu sebepten dolayı pulpa dokusuna doğru yaklaştıkça dentin tübüllerindeki sıvı miktarında artış beklenmektedir. Dentin dokusunun içerdiği bu sıvı sebebiyle adeziv materyalin dentin ile temas kurabilmesi için adezivin hidrofilik yapıda olması gerekmektedir. Dentin dokusuna bağlanmanın zor olmasının diğer bir sebebi ise preperasyon sonrası oluşan smear tabakasıdır. Smear tabakası 1-7 μm kalınlığında poröz bir tabakadır ve hidroksiapatit ile değişikliğe uğramış kollajenden oluşmaktadır (Küçükeşmen ve Sönmez ark. 2007).

Dentin yüzeyine zayıf olarak bağlanan smear tabakası sebebiyle gerçekleşmesini istediğimiz adezyon girişimleri başarılı olamamaktadır. Etch and rinse tekniğinde kullanılan pürüzlendirme işlemi smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmakta, tübül ağızlarını açarak kollajen iskeletini oluşturmakta ve dentin yüzeyini 5-10 μm derinliğinde demineralize etmektedir. Self etch sistemlerde ise smear tabakasının uzaklaştırılması kullanılan primerin asiditesine bağlıdır. Etch-and-rinse adezivlerde pürüzlendirme işlemi için uygulanan asit yıkama ile uzaklaştırıldıktan sonra, adezyonun başarılı olabilmesi içindentin yüzeyi nemli olmalıdır. Eğer dentin gereğinden fazla kurutulursa açığa çıkan kollajenler büzülür ve istenilen düzeyde bağlanma gerçekleşmeyebilir (Nakabayashi ve Pashley1998).

2.8.3. Mine ve Dentine Bağlanan Bonding Sistemler

Mine ve dentin bonding sistemleri “adeziv sistemler” olarak isimlendirilmektedir. Mine ve dentine adeziv bağlanma mikromekanik bağlanma şeklinde olurken; reçine ile bağlantı, oksijen inhibisyon tabakasında bulunan C=C çift bağları ile oluşur. Bazı adeziv sistemlerde bağlanma ise yapısında bulunan asidik monomerlerin, karboksil (4-MET) ve fosfat (Phenylp) gruplarının, hidroksiapatit artıklarında bulunan kalsiyum ile kimyasal bağlanarak gerçekleşir (Dayangaç 2011). İdeal güçte ve devamlılıkta bir adezyonun sağlanması hastanın oklüzyonuna, yaşına, alışkanlıklarına, kullanılan reçine materyalin viskozitesine, yapısına, polimerizasyon büzülmesine, su absorpsiyonuna ve yüzey gerilim değerine bağlıdır. Adezyonun başarısı dentin ve minenin yapısı kadar preparasyonun lokalizasyonu, şekil ve büyüklüğüne de bağlıdır. Peritübüler dentin miktarı fazla ise, mine ince ise, sklerotik dentin var ise reçine penetrasyonu sınırlı olacaktır (Nakajima ve ark.1995; De-Munck ve ark. 2005).

Kavite preparasyonu sırasında kullanılan frez ve benzeri kesici aletlerle yapılan aşındırma ve kesme işlemleri neticesinde dentin yüzeyi hidroksiapatit kristallerinden, denature kollajenlerden, kan ve bakteri gibi yan artıklardan oluşan smear tabakası ile kaplanır. 1970 yılında ilk defa Eick ve ark tarafından tanımlanan smear tabakası; pulpa ve dentin dokusunu irritasyonlara karşı koruyan 0,5-2 µm kalınlıkta, amorf görünümde ve gözenekli bir yapıya sahiptir (Eick ve ark.1997). Dentin geçirgenliğini ve tübüller içerisindeki sıvı hareketlerini önemli ölçüde azaltan bu smear tabakası difüzyon bariyeri olarak rol oynar ve dentin yüzeyinden kolayca uzaklaştırılamayan bir yapıdadır. Bu tabakanın dentin tübüllerini kısmen tıkar ve tübüllerin içinde 1-2 µm uzunluğunda smear tıkaçları oluşur. Adeziv bağlanmada olumsuz etkisi olan bu tabakanın dentin yüzeyinden uzaklaştırılması veya modifiye edilmesi ile adezyon etkin bir şekilde güçlendirilebilmektedir (Öztürk ve Aykent 2001; Spencer ve ark. 2001; Marshall ve ark. 2010).

2.8.3.1. Birinci ve İkinci Nesil Adeziv Sistemler

Birinci nesil adeziv sistem olarak kabul edilen adeziv sistem; dentin dokusundaki kalsiyumla şelat yaparak suya dayanıklı bir kimyasal adezyon oluşturmaktadır. Yüzey aktif komonomeri Cervident, N-(2-hidroksi-3-metakriloksipropil)-N-fenilglisin (NPG-GMA)1965 yılında geliştirilmiştir. Bununla birlikte, bu sistem klinik performans açısından çok zayıf kalmıştır. *In-vitro* yapılan

çalışmalarda bağlanma dayanıklılığı değeri sadece 2-3 Mpa olarak belirlenmiştir (Dursun 2019). 1. ve 2. jenerasyon içeren bu adeziv sistemlerde smear tabakasına direkt olarak bağlandığı için istenilen adezyon sağlanamamıştır (Dayangaç2011).

2.8.3.2. Üçüncü Nesil Adeziv Sistemler

Adeziv sistemlerin dentin dokusu ile olan etkileşimleri çok yüzeysel olmaktadır. Dentine olan penetrasyon sınırlıdır. Dentin tübülleri smear tabakası ile örtülüdür ve tıkanmıştır. Klinik olarak kabul edilebilir bir bağlantı sağlayamadıklarından diş hekimliğinde uzun süreli kullanımları söz konusu olmamıştır (Dayangaç 2011).

2.8.3.3. Dördüncü ve Beşinci Nesil Adeziv Sistemler

Adezivler etch-and-rinse adeziv sistemler olarak isimlendirilir. 4. Jenerasyon sistemler üç aşamalıdır. 5. Jenerasyon sistemler ise iki aşamalı olarak uygulanırlar. Bu tür adeziv sistemlerde dentin ve mine dokusu aynı anda pürüzlendirilerek uygulama yapılır (Dayangaç2011).

2.8.3.4. Altıncı ve Yedinci Nesil Adeziv Sistemler

Geliştirilen bu adeziv sistemlerde smear tabakasının adezyon için uygun bir yapıya sahip olduğu düşünülmektedir. Bu sistemlerde dişin dentin ve mine yapısına aynı anda uygulanan asidik monomer ve primer ile smear tabakası istenilen yapıya modifiye edilmektedir. Bu sistemlerde smear tabakası ve alttaki dentin dokusu kısmen demineralize edilir, uygulanan monomerin dentine infiltrasyonu sağlanır. 6. jenerasyon sistemler iki aşamalı, 7. Jenerasyon sistemler ise tek aşama olarak uygulanmaktadır (Dayangaç 2011).

Nano teknoloji alanındaki gelişmeler diş hekimliğinde de kullanılmaktadır. Yapısında nano doldurucu bulunan nano–adezivler ve nano-kompozitler diş hekimliği restorasyonlarında sıkça kullanılmaya başlanmıştır. Araştırmalarda nano-adezivlerin dentin ve mineye daha iyi bağlanma sağladığı ileri sürülmüş ve stres emici özelliğe, güçlü bağlantıya ve uzun süreli dayanım sağlayan bir ömre sahip oldukları belirtilmiştir (Nair ve ark. 2014). Yapılan çalışmalarda nano dolduruculu çapraz silika partikülleri içeren ve dual-cure sertleşen dentin adezivlerinden 8. Jenerasyon olarak bahsedilmektedir (Nair ve ark. 2014; Kamble ve ark. 2015).

2.9. Diş Hekimliğinde Yapıştırma Simanları

Teknolojinen gelişmesi ile diş hekimliğinde 1950'li yıllarda üretilen metil metakrilat bazlı reçine simanlar; polimerizasyon büzülmesi, mikrosızıntı, rezidüel aminler sonucu renkleme gibi dezavantajları nedeniyle hem ışık geçirgenliği olan hem de daha estetik özelliklere sahip olan restoratif materyaller, reçine simanlar geliştirilmeye devam etmektedir (Erdemir 2021). Işık geçirgenliği olan indirekt restorasyonlar genellikle sınırlı retansiyona ve minimal preparasyon derinliğine sahiptir. Yapılan restorasyonun uzun ömürlü olması yapıştırıcı ajanın etkinliğine, simantasyon, adezyon ve marjinal uyuma bağlıdır (Rosenstiel ve ark. 1998; Erdemir 2021).

Geçmişte estetik restorasyonların simantasyonunda konvansiyonel simanların kullanılması birçok başarısızlığa neden olmuştur. Diş hekimliğindeki gelişmeler sonucunda ise artık estetik restorasyonların simantasyonunda reçine simanlar/adeziv simanlar kullanılmaktadır. Siman ve simantasyon tekniği indirekt restorasyonların başarısında önemli rol oynar (Rosenstiel ve ark. 1998).

Reçine simanların tercih edilme nedenleri arasında yüksek bağlantı dayanımı sunmaları, düşük çözünürlüklü olmaları, gerilme ve sıkışma kuvvetlerine karşı oldukça dayanıklı olmaları ve fonksiyon esnasında ayrılmayı engelleyen yüksek elastik modülüne sahip olmaları gibi avantajları bulunmaktadır (Craig ve Powers 2002). Adeziv materyalin elastiklik modülünün, restoratif materyalin elastiklik modülü ve dentinin elastiklik modülü arasında bir değerde olması istenen bir özelliktir (Attar ve ark. 2003). Siman materyalinin kabul edilebilir film kalınlığı olan 25 μm 'de çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olması ve ideal kenar uyumuna sahip restorasyonlar ile diş dokuları arasında izolasyon sağlayabilmesi gerekmektedir (Erdemir 2021).

Özellikle reçine bazlı simantasyon ajanlarının görevi restorasyonların stabilizasyonunu sağlamak, diş ile restorasyon aralığını doldurmak, diş ile restorasyon arasında oluşabilecek sızıntıyı önlemek veya azaltmak ve pulpa sağlığını koruyarak dişin bütünlüğünü güçlendirmektir. Estetik kompozit reçine simanlar çoklu renk skalasında ve farklı viskozitelerde bulunabilmektedir. Çok ince üretilen restorasyonların simantasyonunda siman renginin alttan restorasyona yansıma olasılığı bulunmaktadır (Türk ve ark. 2014).

İndirekt restorasyonların simantasyon için tercih edilen doldurucu ve başlatıcı içeriğine sahip, mekanik özellikleri ve uygulama kolaylığı geliştirilmiş düşük viskoziteli

kompozit reçinelerdir. Klinik kullanımda pek çok üretici firmanın farklı özelliklere sahip reçine simanları bulunmaktadır (Erdemir 2021).



Tablo 2-2 Günümüzde Kullanılan Dental Adeziv Reçine Simanlar

Reçine Simanlar	
iCem (Heraeus-Kluzer)	G-CEM LinkAce (GC Corporation)
Maxcem Elite (Kerr)	Ebrace WetBond (Pulpdent Corporation)
Monocem (SHofu)	Clearfil SA (Kuraray Notitake Dental)
Panavia Kuraray (Noritake dental)	Calibra Universal (Dentsply)
Rely X Unicem, Rely X 200 (3M ESPE)	Breeze (Pentron)
Smart Cem Plus (Ivoclar Vivadent)	BisCem (Bisco Inc)
Speed CEM Plus (Ivoclar Vivadent)	Bifix SE (Voco)
Variolink (Ivoclar)	BeautyCem SA (Shofu Inc)
Panavia F (Kuraray)	Nexus 3 (Kerr)
Clearfil Esthetic Cement (Kuraray)	Rely X ARC (3M ESPE)
Multilink (İvoclar)	Duolink (Bisco)
Rely X Veneer (3M ESPE)	Total Cem (itena)

Tablo 2-3 Diş Hekimliğinde Kullanılan Adeziv Simanların Sınıflandırılması

Dental simanlar	
Ağızda kalma süresine göre	Daimi Simanlar
	Geçici Simanlar
Sertleşme reaksiyonlarına göre	Asit-Baz Simanlar (Cam iyonomer, Reçine modifiye cam iyonomer, Çinko oksit ojenol, Çinko polikarbosilat, Çinko fosfat)
	Polimerizasyon Simanları (Reçine simanlar, Kompomerler, Self-Adeziv reçine simanlar)
Kimyasal yapılarına göre	Fosfat esash simanlar (Çinko fosfat siman, Silika fosfat siman)
	Fenolat esash siman (Çinko oksit ojenol siman, Orto-etoksi benzoik asit siman)
	Polikarbosilat esash siman (Çinko polikarbosilat siman)
	Polimer esash siman (Akrilik reçine siman, Adeziv reçine siman)
	Polikarbosilat ve dimetakrilat kombinasyonları (Cam iyonomer siman, Reçine modifiye cam iyonomer siman)
Kullanım bilgisine göre	Geleneksel (Çinko fosfat siman, polikarbosilat siman, Cam iyonomer siman)
	Modern (Reçine siman, Reçine modifiye cam iyonomer siman)
	Çinko oksit ojenol siman
	Çinko fosfat siman
	Silikat siman
	Çinko polikarbosilat siman

Kronolojik gelişimine göre	Cam iyonomer siman
	Kompozit reçine siman
	Reçine modifiye cam iyonomer siman
	Self-Adeziv reçine siman

2.9.1. İdeal Bir Reçine Simanda Olması Gereken Özellikler

- I. Restorasyon ile diş arasında mikrobiyal sızıntıya engel olmalıdır.
- II. Restorasyon ile diş arasındaki yüzeyleri kimyasal, mekanik veya her iki şekilde de tamamen örtmelidir.
- III. İnce tabakalanabilmeli, ancak kesme kuvvetlerine karşı yüksek dirence sahip olmalıdır.
- IV. Birbirinden farklı türde restoratif materyaller arasında dahi daimi bir bağlantı sağlamalıdır.
- V. İstenen seviyede sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalıdır.
- VI. Kırılma direnci yeterli olmalıdır.
- VII. Restorasyon ve diş yüzeylerini ıslatabilmelidir.
- VIII. Yeterli viskoziteye ve yeterli film kalınlığı ve sahip olmalıdır.
- IX. Ağız ortamında çözünmemelidir.
- X. Biyoaktif olmalıdır.
- XI. İhtiyaç duyulan sertleşme ve çalışma süresine olanak sağlamalıdır.
- XII. Aşınma gibi oklüzal ve çevresel kuvvetlere karşı dengeli bir uyuma sahip olmalıdır (Diaz-Arnold ve ark.1999).

2.9.2. Reçine Simanların Polimerizasyon Mekanizmaları

2.9.2.1. Işıkla Polimerize Olan Reçine Simanlar

Işık ile polimerize olan reçine simanların avantajları; renk stabilizasyonlarının iyi olması, çalışma süresinin uzun olmasıdır. Bu simanlar 1,5 mm kalınlığına kadar olan cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonlarda endikedir (Peumans ve ark.2000; Vrochari ve ark.2009).

2.9.2.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Reçine Simanlar

Bu simanlar zayıf tutuculuk gösteren metal restorasyonlarda, ışık geçirgenliği az olan restorasyonlarda, postlarda, ışığın ulaşamayacağı bölgelerde, opak ve kalın restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler. Translulentlikleri ve renk seçenekleri az olmakla birlikte ağız sıvılarında kolay çözülmesi, yapıştırırken kenara taşan siman fazlalıklarının uzaklaştırılmasının zorlukları gibi dezavantajları da bulunmaktadır (El-Badrawy ve El-Mowafy 1995; Pegoraro ve ark. 2007).

2.9.2.3. Dual-Cure Polimerize Olan Reçine Simanalar

Bu tarz reçine simanlar hem kimyasal olarak hem de ışıkla polimerize olurlar. Bu simanlar restorasyon materyalinin opak olduğu ve ışığın yeterli iletilemeyeceğinden dolayı reçine simanı tam anlamıyla polimerize edemeyeceği durumlarda tercih edilirler. Işığın ulaşmadığı ve bu nedenle yetersiz polimerizasyonun olduğu bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak tamamlanmaktadır (Saraç ve ark. 2009). Işıkla gerçekleşen polimerizasyon, kimyasal polimerizasyondan hızlı gelişen bir mekanizmaya sahiptir. Karıştırma işleminden hemen sonra ışık uygulamak, kimyasal polimerizasyonun devre dışı kalmasına yol açabilmektedir. Yetersiz polimerizasyona sebep olacak bu durum, restorasyonun nihai başarısını olumsuz etkilemektedir. Bu durumun gerçekleşmemesi için restorasyon simante edilirken mümkün olan en son aşamada ışık uygulaması gerekmektedir (Quance ve ark. 2001).

Reçine simanlarda polimerizasyon başlatıcıların simanın renk stabilitesini doğrudan etkiledikleri bildirilmiştir. Dual veya kimyasal yöntemle polimerize olan simanlarda kullanılan ek aktivatörler, renk stabilitesini olumsuz etkilemektedir. Renk stabilizasyonunu karşılaştırdığımızda ışıkla polimerize olan simanlarda aktivatör olarak kullanılan kamforokinon maddesinin olumsuz etkisi, kimyasal aktivatörlerin etkisinden daha azdır. Buna göre amin redox veya benzoil peroksit gibi kimyasal başlatıcı içeren reçine simanların renk stabilitesinin, içermeyenlere göre daha az olduğu belirtilmiştir (Koishi ve ark. 2002; Eliades ve ark. 2004; Ghavam ve ark. 2010; Kılınç ve ark. 2011). Bu yüzden anterior bölgede uygulanan estetik restorasyonların simantasyonunda renk stabilitesinin korunması için ışıkla polimerize olan simanların tercih edilmesi önemlidir (Dayangıç 2011; Kim ve ark. 2015).

2.9.2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Reçine Simanların Yapıştırma Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Reçine bazlı simanlar yapıştırma yöntemlerine göre; self-etch, etch-and-rinse ve self-adeziv reçine simanlar olarak üç gruba ayrılırlar. Self-etch adeziv ve etch-and-rinse reçineler bağlanma öncesinde çok aşamalı işlem gerektirirler. Ancak günümüzde kullanılan self-adeziv simanlar ayrı asitleme, primer ve bonding işlemlerine ihtiyaç duymazlar (Burgess ve ark. 2010).

2.9.2.5. Asitlenen ve Yıkanan (Etch- and- Rinse) Reçine Simanlar

Etch-and-rise sistemler asitle pürüzlendirme ve ardından yıkanması esasına dayanan klinik dayanımları yüksek ve uzun ömürlü fakat uygulama açısından karmaşık bir prosedüre sahip sistemlerdir. Asit, primer, bonding ajanlarının 3 aşamada uygulandığı sistemler olduğu gibi primer ve bondun tek şişede birleştirildiği iki aşamada uygulanan çeşitleri de mevcuttur (El-Badrawy ve El-Mowafy 1995; Peumans ve ark. 2000). Genellikle kullanılan asit içeriği % 30-40 oranında fosforik asitten oluşur. Yeterli pürüzlülük sağlamak için mineye 30 sn, dentine 15 sn süreyle uygulamak yeterlidir. Asit uygulaması smear tabakasını ve dentin tübüllerini tıkayan smear tıkaçlarını yok eder. Uygulanan asit intertübüler dentini çözerek dentindeki Tip I kollajeni ortaya çıkarır. Asit uygulamasının ardından suyla yıkama yapılır ve ardından kurutulur. Diş yüzeyin aşırı kurutulmasından kaçınarak nemli bırakılmalıdır. Kurutma işlemi sonrasında geride bırakılması istenen nem miktarı adezivin çözücü içeriğine bağlı değişir (Tay ve ark.1997; Roberson ve ark.2006). Hidrofilik primer reçineler asitle demineralize olmuş intertübüler dentine penetre olarak hibrit tabakayı ve intratübüler reçine sarkıtlarını oluştururlar. Primerlerin içeriği etanol, aseton veya su içinde çözünmüş monomerlerden oluşmaktadır. Primerler adeziv materyale karşı ise hidrofobik özellik gösterirken, kollajen fibriller için hidrofilik özellik göstermektedir (Perdigao ve ark. 2002; Türk ve ark. 2014). Son aşamada uygulanan bonding ajan, hibrit tabaka ile reçine bazlı siman arasında bağlayıcı bir rol oynamaktadır (Dayangaç 2011). Üç aşamalı olarak uygulanan etch-and-rinse reçine siman sistemleri hem *İn-vivo* yapılan çalışmalarda hem de *İn-vitro* yapılan çalışmalarda yüksek bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Bu yöntemin en büyük dezavantajı birçok aşama içermesi ve teknik hassasiyet gerektirmesidir. Önerilen sürelerde materyallerin uygulanması ve uygulama esnasında tükürük kontaminasyonunun engellenmesi için iyi bir izolasyon sağlanması gerekmektedir (Park ve ark. 2012). Bu yöntemin bir diğer dezavantajı ise dentinin kuru

ya da belli bir oranda nemli bırakılmasına bağlı olarak ortaya çıkan hassasiyettir (Carvalho ve ark. 2004; Park ve ark. 2012; Youm ve ark. 2015). İki aşamada uygulanan primer ve bondingin birleştirilmiş olduğu sistemde uygulama prosedürleri daha kolay olsa da dentin penetrasyonlarındaki zayıflıktan dolayı birkaç kat uygulanmaları gerekmektedir. Bu grup adezivlerin bağlantıları tartışmalıdır. İki aşamalı uygulana sistemlerin, 3 aşamalı adeziv sistemlere oranla daha düşük bağlantı dayanımlarına sahip oldukları bildirilmiştir (De-Munck ve ark. 2005; Burgess ve ark. 2010).

2.9.2.6. Kendinden Asitli (Self- Etch) Reçine Simanlar

Bu sistemlerde asidik monomer içeren bir primer ve ardından bonding ajanının uygulanması ile gerçekleşen iki aşamalı bir sistemden oluşabildiği gibi tüm uygulamaların tek şişede toplandığı ve böylece tek aşamada yapılmasına olanak sağlayacak şekilde bulunmaktadır (Giannini ve ark. 2015). Tek şişede birleştirilmiş olan sistemlerde asidik reçine primer, dentin ve minenin asitleme ve priming işlemini gerçekleştirir. Uygulanan asidik reçine primerin pH'ları 1-2 arasındadır. Yıkılarak uzaklaştırma işlemi gerekmez ve intertübüler dentinde hibrit tabakası oluştururlar. Oluşan hibrit tabakası ve reçine bazlı yapıştırıcı siman arasında bond veya diğer adıyla adeziv reçine bulunmaktadır (El-Badrawy ve El-Mowafy 1995; Tay ve ark. 2002; Carvalho ve ark. 2004). Kendinden asitli tek şişe sistemlerde uygulama kolaylığı ve uygulama sırasında oluşabilecek hatalarının en aza indirilmesi amaçlanmıştır. Kendinden asitli primer içeren bu sistemlerde adeziv performans etkilenmekte ve kullanılmadan önce şişeyi çalkalama gerekmektedir (Güven ve Aktören 2014). Kendinden asitli sistemlerin kullanılması ile daha az post operatif hassasiyet gerçekleştiği belirlenmiştir (Sensat ve ark. 2002). Simantasyon sırasında üretici firmanın önerdiği her talimata dikkatle uyulmalı ve üretici talimatlarında belirtilen şekilde uygun primer ve reçine siman kullanılmalıdır (Güven ve Aktören 2014). Uygulama kolaylığı sağlayan bu bağlayıcı sistemler, asitlenen ve yıkanan sistemlere kıyaslandığında mineyle olan bağlantı dayanımları daha zayıftır. Başka bir dezavantajı ise yapıştırıcı simandaki amin katalizörü asidik primer tarafından inhibe olabileceğinden dolayı ışıkla veya kimyasal olarak polimerize olan simanlarla birlikte kullanırken dikkatli olmak gerekmektedir (Moszner ve ark. 2005). Tek şişe kendinden asitli adeziv sistemler yüksek miktarda su içerdikleri için homojen bir tabakalamanın gerçekleşemediği belirtilmektedir. Adeziv boyunca sıvı geçişi gözlemlendiği ve bu

durumun polimerizasyonu inhibe ettiği bildirilmiştir. Bundan dolayı reçine bazlı yapıştırıcı simanlar ile tek aşamalı bağlayıcı sistemlerin birlikte kullanımları tavsiye edilmemektedir (Türk ve ark. 2014).

2.9.2.7. Kendinden Adezivli (Self-Adeziv) Simanlar

Reçine simanlar içerisinde en çok avantaja sahip olan gruptur. Bu simanların polimerizasyonu dualcure olarak gerçekleşir ve dentine bağlantısında etkilidir. Porselen inley ve onleyler, tam seramik kuronlar, laminaate veneerlerin simantasyonunda estetik olarak yeterli özellik gösterirler. Dentin ve mineye bağlanmada ara aşama uygulanmaları gerektirmezler. Adeziv simantasyon prosedürünü basitleştirerek zaman kaybını engellerler (Ferracane ve ark. 2011). Self-adeziv simanlar içerik olarak self-adeziv karakter oluşturan asidik adeziv monomerler ve akrilik veya diakrilat monomerler bulundurlar. Self-Adeziv simanlar dentinde smear tabakasının varlığıyla ara bağlantı oluşturlar (Ferracane ve ark. 2011). Self-Adeziv siman uygulamalarının tek aşamalı olması ve simantasyon sonrası postoperatif hassasiyetin gözlenmemesi ya da minimumda olması nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedirler. Uzun dönem klinik çalışmalarla adezyon etkileri henüz kanıtlanmamıştır. Nem absorpsiyonu nedeniyle Self-Adeziv simanlar genleşme gösterebilmektedirler (Simon ve Darnell 2012). Self-Adeziv simanlar dentine olan bağlantılarının mineye olan bağlantısına oranla daha fazla olmasından dolayı mineye yapılan asitleme işlemi ile dayanımlarının 2 kata kadar arttırılabilmektedir (De-Munck ve ark. 2005; Al-Assaf ve ark. 2007). Dentine asit uygulamasının simanın bağlantı dayanımını azaltacağı; bu nedenden dolayı selektif asitleme uygulanması önerilmiştir (Al-Assaf ve ark. 2007). İndirekt restorasyonların simantasyonunda kullanılacak reçine simanın seçiminde restorasyonun kalınlığı, restorasyonun ağız içerisindeki konumu, diş yüzeyine bağlanma şekli önemli kriterlerdir. Bir diğer önemli kriter ise siman ile restorasyon arasındaki bağlantıdır. Bu bağlantının arttırılması adına simantasyon öncesi restorasyonun iç yüzeyine bir takım işlemler uygulanmaktadır. Restorasyonun iç yüzeyine yapılabilecek işlemler restoratif materyalin dayanıklılığına göre seçilmektedir. Asitle pürüzlendirme, lazerle pürüzlendirme, kumlama ve silika kaplama teknikleri pürüzlendirme için kullanılabilmektedir (Asar ve Çakırbay 2013).

2.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanım Testleri

Bağlanma dayanım testleri adezivleri incelemede en sık kullanılan testlerdir. Bağlanma dayanım testlerinde genel olarak bir diştten veya bir diş yüzeyinden örnekler hazırlanır, bu örneklerin daha sonra çekme (tensile), kayma (shear) ya da kırma kuvvetlerine karşı dayanımını inceler. Bir diştten çok sayıda test örneklerinin hazırlanarak değerlendirildiği microshear ve mikrotensile gibi test metotlarının kullanılmasını önerilir. Mikrotensile test cihazlarının Okuno tarafından biyomedikal mühendisliğinde ilk kullanımı yapılmıştır. Daha sonra mikrotensile test metodu, aort kapakcıklarındaki elastin fiberlerin ve kollojenin çekme kuvvetlerine dayanımını değerlendirilmek için kullanılmıştır (Armstrong ve ark. 2010). Adezivin dentin ve mineye bağlanma etkinliğinin değerlendirilmesi için farklı yöntemler kullanılabilir. Adezivlerin bağlanma dayanımı değerleri makro ya da mikro test yöntemleri ile ölçülebilmektedir. Hangi yöntemin kullanılacağına bağlanma bölgesinin çapına göre karar verilir. 3 mm²'den büyük bağlanma yüzeylerinde makro testler kullanılmaktadır. Makro testler tensile, shear ya da push-out protokolü ile uygulanabilir (Meerbeek ve ark. 2010; Barkmeier ve ark. 2009). Günümüzde shear ve mikrotensile bağlanma dayanım (μ TBS) testleri en çok tercih edilen testlerdir. Noort'a göre, bağlanma dayanım değerleri materyalin özelliklerini tam olarak yansıtmamaktadır (Van Noort ve ark. 1989). Elde edilen sonuçlar çeşitli deneysel etkenlere bağlıdır. Kompozit çeşidi, örnek büyüklüğü ve geometrisi, uygulanan kuvvet oranı, uygulanan test metodu elde edilen verileri etkileyebilir (Phrukkanon ve ark. 1998). Bu sebeple deney sonuçları değerlendirilirken bu tarz değişken parametrelerden sonuçların etkilenebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bağlanma dayanımı testleri önemli klinik veriler vermektedir. Örneğin; yapılan çalışmada yaşlandırma faktörü ile adezyonun durabilitesi değerlendirebilir. İdeal bağlanma dayanım testi özelliklerine bakacak olursak; kullanımı düşük teknik hassasiyet gerektirmeli, kolay ve nispeten hızlı uygulanabilmelidir (De-Munck ve ark. 2005; Yazıcı ve ark. 2007).

2.10.1. Laboratuvar Testlerinin Genel Avantajları

- I. Spesifik parametrelerle ve istenilen özelliklere bağlı hızlıca veri elde edilebilmektedir.
- II. Test metodolojisi diğer teslere göre daha kolaydır.
- III. Spesifik parametre ölçümüne izin verir.

- IV. Yeni veya deneysel materyal ya da tekniğin güncel olarak kullanılan altın standart performansı ile karşılaştırılabilmesine imkan verir.
- V. Tek bir çalışmada birden fazla sayıda deneysel grup test edilebilir.
- VI. Nispeten kullanımı basit ve ucuz olan protokol ve aletlerle çalışmaya imkan verir (De-Munck ve ark. 2005).

2.10.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Makro Shear Bond Testleri

En sık kullanılan shear bağlanma dayanımı tekniği makro shear bağlanma test tekniğidir. Yapılan bağlanma dayanımı testlerinden % 26'sı shear testidir. Testin hızlı ve kolay uygulanır bir metod olmasından kaynaklı shear bağlanma dayanımı testi en sık tercih edilen test metodudur (Van Meerbeek ve ark. 2010). Testi uygulamak için bağlayıcının uygulama prosedüründen sonra örneklerin hazırlanmasına ya da işleme tabi tutulmasına gerek yoktur. Düz mine ya da dentin yüzeyinde ortalama 3 ya da 4 mm kompozit silindirler polimerize edilirler. Test polimerizasyondan hemen sonra, 24 saat sonra ya da birkaç ay 37°C suda bekletmeden sonra yapılır. Uygulanan standart test protokolü ISO/TS 11405'e göre yapılır (Salz ve Bock 2010).

2.10.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Push/Pull Out Testleri

Diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulunmayan bir methodur. Metal alaşımlar ve seramiklerin değerlendirilmesinde kullanılır. Push-out metodu kök kanallarına post uygulaması sırasında kullanılan yapıştırıcılarının tutuculuğunu değerlendirir (Van Meerbeek ve ark. 2010).

2.10.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Makro Tensile Bond Testleri

Makro tensile test metodunda shear bağlanma dayanımı testinin aksine daha iyi stres dağılımı sağlanır. 1991 ve 2001 yılları arasında yapılan araştırmalar sonucu makro shear test metodu kadar yaygın kullanım alanı bulmuştur. Günümüzde ise sık kullanılmamaktadır. Seramik ve metal alaşımlar gibi sert substrata bağlanan materyallerin ölçümünde güvenilir veriler sağlar (Salz ve Bock 2010).

2.10.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Mikro Shear Bond Testleri

Kullanılan bu yöntem ile bir diştten çok sayıda numune elde edilebilir. Mikro shear test (μ SBS) yöntemi ilk olarak 2002 yılında kullanılmıştır. Bu test yönteminin hem bir diştten çok sayıda örnek hazırlama olanağı sunmak hem de kolay uygulanabilen bir yöntem olmak gibi avantajları vardır. 0,7 mm çapında oldukça ince bir silindirik

kompozit yapı ile nispeten kalın bir adeziv tabaka birleşmiş olarak blok şeklinde uygulanır, bu durum kompozitte eğilmeye neden olabilir ve uniform olmayan bir yük dağılımı durumu oluşabilir. Mikro shear'da mikrotensile testinde alınan sonuçlarının ortalama 1/3 üne denk gelen değerler elde edilir (Van Meerbeek ve ark. 2010).

2.10.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Mikro Tensile Bond Testleri

Mikrotensile test yöntemi 1994 yılında diş hekimliğinde ilk olarak Sano ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır. Sano yaptığı çalışmalarda mineralize dentin ve demineralize dentinin elastik modülü ile bağlanma dayanımını ölçmüştür. Mikrotensile test yöntemi, bağlanmayı değerlendirirken çok yönlü incelemeye olanak sağlamıştır. Bu çok yönlü değerlendirme, geleneksel shear ve tensile test metotlarında elde edilememektedir. Diş hekimliğinde yeni bir sayfa açan bu yöntem daha sonra normal dentin, sklerotik dentin, servikal dentin, çürük dentin, mine, MOD preparasyonları, *In-vivo* klas V kavite şekilleri ve dişhekimliğinde kullanılan birçok materyalin bağlanma dayanımlarının incelenmesi için birçok deneyde kullanılmıştır. Mikrotensile bağlanma dayanımı (μ TBS) testi, makro testlerin imkan vermediği araştırma tekniklerine imkan sağlar. Laboratuvar ortamında örneklerin küçük parçalar şeklinde hazırlanması, bu küçük parça örneklemeleri ile bağlanma dayanımlarının ölçülmesi, diştten kaynaklanan yapısal farklılıkların bağlanmaya etkisini gösterir (Armstrong ve ark. 2010). Mikrotensile bond testi düz okluzal yüzeylerde hazırlanan kompozit restorasyonlarda gerçekleştirilir. Örneklerin kalınlıklarına göre her diş grubundan farklı sayıda numune sağlanabilir (Pashley ve ark. 1999). Makro testlere kıyasla bağlanma yüzeyi çok küçük yüzeylerde değerlendirilir. Bu testlerle aynı diştten birçok sayıda örnek elde edilerek ölçüm yapılabilir. Çekilmiş bir dişin farklı yüzeylerindeki dentinin bölgesel farklılıkları araştırılabilir. Mikrotensile bağlanma dayanımı testlerinde küçük yüzeylere daha düzgün stres dağılımı sağlandığı için, geleneksel tensile ve shear testlerinde elde edilen yüksek bağlanma dayanım değerlerine oranlar daha düşük değerler elde edilir, daha fazla sayıda arayüz bozuklukları ortaya çıkar. μ TBS çalışmaları reçine bağlayıcıların uzun dönem durabiliteleri ve restoratif materyalin adezyonu ile ilgili ayrıntılı sonuçlar verir (Scherrer ve ark. 2010). Bu testlerin bağlayıcı uygulaması ve restorasyonların tamamlanmasından sonra, mikro örneklerin hazırlanması aşaması vardır (Van Meerbeek ve ark. 2010). Tensile bağlanma dayanımı testinde örnekler hazırlanırken örneklerin bağlayıcı ajanın bağlandığı bölgenin çap boyutu (örneklerin çapı) 0,25 ile 12 mm²

arasında olmalıdır. Fakat mikrotensile bond testinde bu alan ortalama 1 mm² dir. Mikrotensile testi için hazırlanan çubuk şeklindeki örnekler İsomat 1000 cihazı ile hazırlanır ve örnekler yüksek devir ve su soğutması altında elmas disklerle kesilir. Örnekler 10-24 mm uzunluğunda olmalıdır. Hazırlanan örneklerin yarısı dış, diğer yarısı ise kompozitten oluşmaktadır. Uzunluğu 4 mm'den küçük olan örnekler çekme testinde kullanılamamaktadır (Salz ve Bock 2010). Mikrotensile test yönteminde örnekler farklı geometrik şekillerde hazırlanabilir. En sık kullanılan geometri çubuk şekli, kum saati (hourglass) veya halter (dumbbell) şekli şeklinde olanlardır (Ghassemieh 2008; Salz ve Bock 2010). Günümüzde örnekler disk şeklinde hazırlanır, arayüz aşındırılarak ya da aşındırılmadan mikro örnekler şeklinde hazırlanabilir. Her iki yöntemin de kendine has avantaj ve dezavantajları vardır. Aşındırılmış mikro örneklerin hazırlanması daha hızlı ve kolaydır. Kum saati şeklinde hazırlanan örneklerle yapılan testlerde ara yüzeyde daha iyi stres dağılımı oluşturulur. Aşındırma işlemi çoğunlukla uygulamayı yapan kişinin becerisine bağlıdır. Kum saati şeklinde hazırlanan mikro örneklerin aşındırma işleminde yarı otomatik cihaz kullanılır. Bu yarı otomatik cihaza Micro Specimen Former adı verilir. Cihaz mikro örneklerin standart ve kontrollü bir şekilde oluşturulabilmesini sağlar (Van Meerbeek ve ark. 2010). Halter şeklinde ve çubuk şeklinde aşındırılan örneklerin stres dağılımı ve konsantrasyon değerleri birbirine çok yakındır. Fakat kum saati şeklinde hazırlanan örneklere bakıldığında stres dağılım modeli ve konsantrasyonu halter ve çubuk şeklinde olan örneklerden oldukça farklıdır. Kum saati şeklinde hazırlanan örneklerde halter ve çubuk şeklinde hazırlanan örneklere göre kopma eylemi daha düşük kuvvetlerde oluşmaktadır. Bunun sebebi ise kum saati örneklerde iletilen stresin, adeziv alanda daha geniş bir yüzeye dağılmasıdır (Ghassemieh 2008). Kum saati örneklerin hazırlanışı diğer iki yönteme kıyasla çok daha hassastır ve örneklerin hazırlanışı sırasında hata yapma ihtimali daha fazladır. Ayrıca kum saati örneklerin hazırlanması esnasında ara yüzde mikro çatlaklar meydana gelebilir ve bu oluşan mikro çatlaklar kum saati örneklerin bağlanma dayanım değerlerini düşürmektedir (Salz ve Bock 2010). Adeziv tabakanın kalınlığı ve uygulanan alandaki mevcut adezivin dağılımı, bağlanma dayanımı değerlerini ve stres konsantrasyonunu etkiler. Tensile makinesine örneklerin yanlış yerleştirilmesi, diğer hatalı veri elde edilmesine neden olan sorunlarla kıyaslandığında daha büyük hatalı bağlanma verilerinin elde edilmesine neden olur. Bağlanma dayanımı değerlerini adezivin modülüsü (kat sayısı) de etkiler (Ghassemieh 2008). Hazırlanan çubukların bir

kısımında kohesiv kopma, bir kısmında da dentin bağlayıcı ara yüzeyinden adeziv kopma gerçekleşir. Bu nedenle tek bir dişte, bölgesel değişikliklere göre bağlanma dayanım değerleri ölçümleri elde edilebilir. Taramalı elektron mikroskobu veya SEM (scanning electron microscope), Geçirimli elektron mikroskobu veya TEM (Transmission Electron Microscope) SEM\TEM ile ortalama 1 mm² çapında ki bölgenin bağlayıcı kopmalarının incelenmesi kolaylaşmış ve küçük bölgelerin değerlendirilebilmesi sağlanmış olur (Armstrong ve ark. 2010). Bir diştten kaç örnek elde edilebildiği, mikrotensile testi yapılırken ortaya çıkan önemli bir sorundur. İkinci bir sorun ise test öncesi oluşabilen olumsuzluklardır (pre-testing failures). Bütün test öncesi sorunlar istatistik analizinde ortaya çıkar, araştırmada elde edilen değerlerin çok üzerinde veya 0 MPa'a yakın değerler elde etmek bunun bir göstergesidir. Bilimsel açıdan kanıtlanmamış olsa da bir bağlayıcı ajanın bağlanma dayanımının iyi ya da kötü olduğu geleneksel shear testleri yerine μ TBS ile daha kolay ayırt edilebilir. Bağlayıcı ara yüzeyinin küçük bölümlerde incelenmesi hata olasılığının azalmasına katkı sağlar. Bu nedenlerden dolayı günümüzde yapılan bağlanma dayanımı çalışmalarının % 60'ı μ TBS çalışmasıdır (Van Meerbeek ve ark. 2010; Cho ve Dickens 2004). μ TBS testleri diğer bağlanma dayanım testleriyle kıyaslandığında birçok avantaja sahiptir (Cho ve Dickens 2004). Mikrotensile bond testinin avantaj ve dezavantajlarını şu şekildedir (Salz ve Bock 2010).

2.10.6.1. Mikro Tensile Bond Testleri Avantajları

- I. Bir diştten birden çok sayıda küçük örnek elde edilebilir ve bu şekilde dişlerden maksimum verim alınmış olur.
- II. Ara yüzeyde stres dağılımı daha iyi sağlanır.
- III. Hazırlanan örneklerde adeziv kopma koheziv kopmaya göre daha fazladır.
- IV. Yüksek bağlanma dayanım değerleri ölçülebilir.
- V. Örnekteki bölgesel bağlanma dayanım farklılıkları değerlendirilebilir.
- VI. Tek bir dişteki değişkenler hesaplanabilir.
- VII. Çok küçük alanlarda çalışma imkanı sunar.
- VIII. İncelenecek yüzey alanının ortalama 1 mm² olması nedeniyle kopma yüzeyleri SEM'de kolaylıkla incelenebilir.
- IX. Kalan dentin kalınlığının bağlanmaya etkisi değerlendirilebilir.
- X. Diş kaynaklı değişkenlikler incelenebilir.

- XI. Restorasyonların kavite duvarlarındaki bağlanma dayanımları incelenebilir.
- XII. Kök dentinde bağlanma dayanımları değerlendirilebilir.
- XIII. Reçine esaslı kompozitin bağlanmaya etkisi incelenebilir.
- XIV. Geleneksel çekme testine kıyasla daha sürekli ve düzgün kuvvet uygulanır.
- XV. Arayüzde ya da örnekte, kayma ve geleneksel çekme testlerine oranla daha az defekt olduğundan bağlanma dayanım değerleri daha yüksek ölçülebilir.
- XVI. Farklı yüzeyler değerlendirilebilir, farklı kavitelerde çalışılabilir ve yaşlandırma gibi ilave araştırma yöntemleri ile incelenebilir.
- XVII. Örneklerin difüzyon mesafelerinin kısa olması dolayısıyla yeterli bekletme ile hızlandırılmış yaşlandırmaya elverişlidir.
- XVIII. Makaslama etkisini en aza indirir.
- XIX. Araştırmayı yapan kişiye morfolojik, mekanik, kimyasal çalışmalarını, aynı örnekte kapsamlı inceleme olanağı sağlar.
- XX. μ TBS'nin güvenilir bir adezyon test tekniğidir.
- XXI. μ TBS test yöntemi yapay yaşlandırma yöntemleri için diğer yöntemlerden daha hassas bir yöntemdir (De-Munck ve ark. 2005; Sadek ve ark. 2005; Armstrong ve ark. 2010; Salz ve Block 2010; Van Meerbeek ve ark. 2010; Cho ve Dicknes 2004; Sano ve ark. 1994; Ceballos ve ark. 2003).

2.10.6.2. Mikro Tensile Bond Testleri Dezavantajları

- I. Yoğun laboratuvar çalışması gerektirmektedir.
- II. 5 MPa'dan daha düşük değerdeki bağlama dirençlerinin ölçülmesi zor olmaktadır.
- III. Örnekler kolaylıkla su kaybına uğrayarak dehidrate olabilir.
- IV. Örnekler daha hassastır, kolay zarar görebilir.
- V. Kopmadan sonra örnekler kaybolabilir ya da zarar görebilir.
- VI. Örneklerin uygun geometrilerde hazırlanması bu için üretilmiş özel ekipman gerektirir.
- VII. Örnek hazırlanmasında farklı yaklaşımlar vardır.
- VIII. μ TBS test örneklerinin hazırlanması sırasında diş dokusunda içsel defektler meydana gelebilir.

- IX. Bağlayıcı ara yüzeyinde uygulama prosedürlerine uyulmamasından dolayı oluşan stresler sebebiyle bağlanma değerleri değişebilir (Sadek ve ark. 2005; Salz ve Block 2010; Armstrong ve ark. 2010).

2.10.6.3. Mikro Tensile Test Metodunu Etkileyen Faktörler

Cross Speed: örneklere uygulanan hızdır. Bu hız elde edilen bağlanma dayanım değerlerini etkiler (Salz ve Block 2010).

Ortamin Isısı: polimerizasyon, akışkanlık, buhar basıncı, difüzyon gibi özellikleri etkilemektedir. Kompozit ve adeziv uygulamalarının yapıldığı ortam maksimum 40°C olmalıdır. Çünkü ağız içi ısı 30°C'nin üzerinde değildir. *In-vitro* olarak buzdolabında saklanan örnek 10°C'ye kadar soğumaktadır. Uygun bağlanma dayanım değerlerinin elde edilebilmesi için, materyal ve substrat ısının ortalama olarak 30°C olması gerekmektedir (Salz ve Block 2010).

Aplikasyon Protokolü: Elde edilen bağlanma dayanım değerleri reçine uzantısının oluşumu ve uzunluğuyla ve hibrit tabaka ile bağlantılıdır. Hibrit tabakanın oluşabilmesi için smear tabakası kısmen veya tamamen ortadan kaldırılmalıdır. Smear tabakasındaki çözünmenin ardından çözücünün buharlaşması ile peritübüler ve intertübüler dentin dokusu içine monomer infiltrasyonu gerçekleşmektedir. Gerekli adeziv tabaka kalınlığı oluşturularak bağlayıcıdan ideal performans elde edilir (Salz ve Block 2010; D'Arcangelo ve ark. 2009).

Konfigürasyon Faktörü (C faktörü): Bağlayıcı yüzeylerin bağlayıcı olmayan yüzeylere oranına konfigürasyon faktörü ya da C faktörü denir. Mikro tensile bağlanma dayanımı testlerinin uygulanması ile tabakalama tekniğinin ve kavite büyüklüğünün bağlanma değerleri üzerine etkisi incelenebilmiştir. Bundan elde edilen veriler sonucuna göre C faktörü ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ters orantı bulunmaktadır. Düşük C faktörü varsa, bağlanma dayanım değerinin yüksek olması beklenir (Salz ve Block 2010).

Suda uzun süre bekletme: Bağlayıcı ara yüzeydeki su Emilimi uzun dönemde gerçekleşen bağlayıcı yıkımının asıl nedenidir. Hibrit tabakasındaki kollojen veya polimer bileşenlerin biodegradasyonu uzun dönemde bakıldığında bağlanma direncini etkiler.

Termosiklus işlemi: Kullanılacak örneklerin farklı siklus sayısında 5°C ile 55-60°C arasında su banyosu uygulanmasıdır. Kompozit materyali ile diş yapısının termal

genleşme katsayılarının farklı olmasından dolayı adeziv ara yüzeyinde stres meydana gelir. Oluşan bu stres de bağlanma değeri sonucu etkileyebilir (Salz ve Block 2010).

2.10.7. Test Metodu ve Örnek Hazırlanmasında Dikkat Edilmesi Gerekenler

Deney düzeneği: Bağlanmayı etkileyebilecek istenmeyen değişkenler minimum düzeyde tutulmalıdır. Deney aşamasında tek tip kompozit materyali kullanılmalıdır. Kompozit materyalinin esneme özellikleri bağlayıcının bağlanma dayanım düzeyini etkiler (Salz ve Block 2010).

Uygulayıcı: Deney süresince adeziv uygulamaları yalnızca tek bir kişi tarafından yapılmalı ve uygulayıcının değerler üzerindeki değişken etkisi minimuma indirilmelidir (Salz ve Block 2010). Materyal; kullanılan alet ve gereçler detaylı bir şekilde tanımlanmalı ve standardize edilmelidir (Salz ve Block 2010).

Uygulama protokolü: Adeziv uygulama yöntemi üretici firmanın talimatlarına uygun gerçekleştirilmesi, çözücünün uygun bir şekilde buharlaşması, kompozit tabakalama tekniği, ışık cihazı, uygulama yapılacak örnek, çevresel faktörler ve uygulanan materyallerin ısısı, bulundukları bekletme solüsyonu ya da ortamı deney sonuçlarını etkiler (Salz ve Block 2010).

Test protokolü: Test cihazının crosshead hızı sabit bir değerde olmalı, cihazların uygun kalibrasyonları yapılmalı ve hazırlanan örnekler standart geometride hazırlanmalıdır. Deneysel değişkenlerin sonuçları etkilemesini minimumda tutmak için, kasti olmayan ya da istenmeyen etkilerin oluşma olasılığının minimuma indirilmesi gereklidir. Testlerde yeni çekilmiş ve standart ortamlarda saklanmış dişler kullanılmalıdır (Salz ve Block 2010).

- I. Kullanılan çekilmiş dişin yaşı standart olmalıdır.
- II. Her örnek gurubunu tek bir uygulayıcı kişi hazırlamalıdır.
- III. Elde edilen sonuçlar başka örnek gruplarıyla tekrar elde edilerek doğrulanabilmelidir.
- IV. Araştırma uygun bir altın standart ürün içermelidir.
- V. Yüzey hazırlığı veya kavite preparasyonu deney sonuçlarını önemli ölçüde etkilediğinden çalışma hazırlıkları detaylı bir şekilde tanımlanmalı ve sabitlenmelidir.
- VI. Çalışmada yer alan materyallerin marka ismi ile birlikte lot numarası kaydedilmelidir.

VII. Materyalin saklama koşullarına ve son kullanma tarihine dikkat edilmelidir (Salz ve Block 2010).

2.10.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kırılma Dayanım Testleri

Kırılma mekanizması, materyaldeki çatlakların oluşması ve yayılması ile gerçekleşir. Kırılma dayanımı, çatlakların yayılımına karşı materyalin gerçekleştirdiği direncin ölçümü olarak tanımlanır. Kırılma dayanımı, kırılma direncinin aksine, kullanılan test tipinden bağımsızdır, materyalin içsel bir özelliğidir. Geleneksel bağlanma dayanım testleri eşit olmayan kuvvet dağılımı yapar (Van Noort ve ark. 1989). Interfacial kırılma dayanım testleri ile daha tutarlı sonuçlar elde edilir ve bu yüzden gittikçe kullanımı yaygınlaşmaktadır. Bu test yöntemi insan dişlerinde, çok küçük çaplı örneklerde uygulanabilir (Armstrong ve ark. 1998). Kırılma dayanım ölçümleri için örnek hazırlanması kolay değildir ve örnek hazırlanmasının standart bir protokolü yoktur (De-Munck ve ark. 2005).

2.10.9. Diş Hekimliğinde Kullanılan Yorgunluk Direnci Testleri

Bağlayıcı etkinliği μ TBS gibi yöntemler ile değerlendirilir. Klinik ortamda diş/kompozit bağlanması nadiren çekme (tensile) ve makaslama (shear) streslerine maruz kalır. Fakat bu bağlanma çeşidi fonksiyon esnasında yüklemelere sıklıkla maruz kalır. Bu yöntem tek başına arayüz bozulmalarına sebep olmaz. Restorasyon kayıpları ve kenar bozulmaları, çatlakların oluşması ve bu çatlakların zamanla büyümesi sonucu oluşur. Yorgunluk, tekrar tekrar strese maruz kalmasından sonra materyalin mekanik özelliklerinin bozulması olarak tanımlanır. Yorgunluğun diğer bir tanımı ise materyalde ya da arayüzde kırılma direncinin altındaki seviyedir. Yorgunluk; materyalin veya arayüzün, stresin yüksek miktarda tekrarı sonucunda oluşan çatlakların gelişmesine veya ilerlemesine direnme yeteneği olarak tanımlanır (Baran ve ark. 2001; De-Munck ve ark. 2005).

2.10.9.1. Yüzeyde Kopma Kırılma Tipleri

Bağlantı dayanımının değerlendirilmesinde elde edilen sayısal değerlerle birlikte bağlantı ara yüzeyinde meydana gelen kırığın çeşidi önemlidir. Oluşacak kırığın ne tipte olduğu adeziv bağlantıya sahip materyallerin uygulanan kuvvete karşı gösterdikleri kütleli dirence göre değişmektedir. Kırık tipleri oluşma şekillerine göre 3'e ayrılmaktadır; adeziv kırık, koheziv kırık ve bunların her ikisini de içeren kırılmalar

karışık (mixed) kırık olarak adlandırılmaktadır. Koheziv kırık, aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırılma iken, adeziv kırık bağlanma yüzeyinde oluşurlar. Karışık kırıklar; hem koheziv hem de adeziv kırık tiplerinin aynı anda oluşması sonucu gerçekleşen kırıklardır (Price ve Hall 1999; Hikita ve ark. 2007). Çalışmalarda belirtilen kırık yüzey analiz sınıflamasına göre bu üç temel tip kırık yüzeyi detaylandırılmıştır. Bunlar:

- I. Dentin yüzeyinde meydana gelirse koheziv
- II. Siman-diş ara yüzeyinde meydana gelirse adeziv
- III. Diş yüzeyinde meydana gelirse adeziv-koheziv
- IV. Simanda meydana gelirse koheziv
- V. Seramikte meydana gelirse adeziv, koheziv, mix
- VI. Seramik-siman ara yüzeyinde meydana gelirse adeziv kırık olarak tanımlanmaktadır (Price ve Hall 1999; Hikita ve ark. 2007).

2.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM; test edilen restoratif materyallerin ve dokuların yüzeylerinin daha detaylı görüntüsü ile bunların aralarındaki etkileşimi değerlendirmede kullanılan, modern diş hekimliğinde sıklıkla başvurulmuş yüzey analiz tekniklerinden biridir. SEM ile görüntü alma işlemi için örnek yüzeyi öncelikle primer bir elektron demetiyle taranır. Bu yüksek hızdaki elektronlar örnekle etkileşime girerek diğer tanecikleri uzaklaştırırlar. Bu elektronların arasında, görüntü oluşumunu sağlayacak sekonder elektronlar, kendilerini meydana getiren elemente bağlı enerji seviyelerine sahip saçılan elektronlar ve yine element ile ilgili bilgi içeren X-ışınları mevcuttur. Elektron akışının sürekliliği sağlamak için örnek yüzeyi 20-1000 µm kalınlıkta altın (Au) ve paladyum (Pd) ile kaplanır (Ergün ve Yenisey 2006). Elde edilen görüntüde bölgenin parlak görüntüsü ile sekonder elektron dedektörüne ulaşan elektron sayısı doğru orantılıdır. Dedektöre daha az elektronun iletildiği bölgelerde karanlık görüntü elde edilir. Böylelikle örneğin topografisi ile ilgili bilgi edinmemizi sağlayan gri tonlu görüntü elde edilir (Watt 1997).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. Çalışmamızda; CAD-CAM tekniğinin kullanıldığı Lava Ultimate ve geleneksel yöntemlerin kullanıldığı Tescera, Gradia ve Ceramage reçine indirekt kompozitler ile üretilen blokların farklı adeziv simanlar kullanılarak diş yüzeyi ve marjinal kenar yükseltmesini taklit eden mikrohibrit Z250 reçine kompozit yüzeyine yapıştırılması ve bu materyallerin klinik başarılarının *in-vitro* olarak karşılaştırılması planlanmıştır.

3.1. Çalışmada İki Ana Grubumuzda Kullanılacak Dişler ve Restoratif Materyallerin hazırlaması

Çalışma, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan (Dosya no: 2020/6-REV 2) onay alındıktan sonra İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, çekilmiş insan dişlerinden elde edilen dentin örnekleri ile gerçekleştirilmiştir.

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız-Diş-Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda periodontal nedenle çekim endikasyonu konmuş sağlıklı 1.ve 2. molar dişler ile cerrahi çekim endikasyonu konmuş gömük 3. molar dişler toplanmış ve öncelikle üzerlerindeki tüm doku artıkları ve yabancı maddeler periodontal bir küret yardımıyla uzaklaştırılmış, ardından da lastik fırça ve pomza kullanımıyla diş yüzeyleri temizlenmiştir. Bu işlemleri takiben toplanan dişler 1 hafta boyunca timol solusyonu içinde bekletilerek steril hale getirilmiş ve bu süre sonunda da her hafta periyodik olarak değiştirilen distile su içinde +4⁰C'de deney başlangıcına kadar en fazla 6 ay boyunca buzdolabında saklanmışlardır.Bu süre sonunda kullanılmamış olan dişler çalışma kapsamından çıkarılmışlardır.

Çalışmaya başlamadan önce örneklem büyüklüğünü öğrenmek amacıyla G* Power (PS version 3.0 paket programında hesaplanmıştır. Güç analizi sonucunda; I. Tip hata miktarı 0.05, II. Tip hata miktarı 0.1, testin gücü %90 ve kontrol grubunun shear ortalaması ve standart sapması benzer çalışmalar ışığında değerlendirildiğinde her grup için gerekli olan minimum örnek sayısı 12 olmasına karar verilmiştir. Buna göre

çalışmaya dahil edilen 32 adet dişin 16' si Rely X Ultimate deney gruplarını, 16' si de Rely X U200 deney gruplarını oluşturmak üzere iki alt gruba ayrılmıştır.

Çalışmaya dahil edilen ve daha önceden özel olarak tasarlanmış(Şekil 3-5) silikon kalıplara cam macun yardımıyla sabitlenen dişlerin üzerine soğuk akriliği dökülmüştür. Akrilik sertleştikten sonra silikon kalıptan çıkartılan (Şekil 3-16; Şekil 3-17) dişler, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı' nda düşük devirle çalışan mikrotoma (Isomet 1000 Buehler Precision Saw, Düsseldorf, Germany) yerleştirilerek su soğutması altında elmas bıçak ile mine-dentin sınırının 2-3 mm altından kesilmiştir(Şekil 3-19).

Bunu takiben olası mine adacıklarının giderilmesi (Şekil 3-14) (Şekil 3-15) (Şekil 3-18) ve uniform bir dentin yüzeyi oluşturulabilmesi için çalışmada kullanılan tüm dişlerin dentin yüzeyleri su soğutması altında 60 sn süreyle 600 gritlik silikon karbit kağıtlarla (Buehler, Düsseldorf, Germany) zımparalanmıştır (Şekil 3-19)

Üç farklı indirekt kompozit, bir CAD-CAM kompozit reçine blokdan (Şekil 3-25)(Şekil 3-26)(Şekil 3-31)(Şekil 3-34) elde edilen 3×3mm boyutlarında silindirik şeklindeki örnekler, birinci ana grupta akrilik blok içerisine gömülmüş çekilmiş (Şekil 3-16) molar dişin sağlıklı dentin yüzeyine ikinci ana grupta ise yine akrilik blok içerisine gömülmüş (Şekil 3-11) disk formundaki Mikrohibrit Z250 kompozit yüzeylerine yapıştırılmıştır(Şekil 3-12). Yapıştırma işlemi sırasında uygulanan iki farklı adeziv reçine siman materyallerden (Şekil 3-38)biri etch & rinse adeziv (Şekil 3-37) ile birlikte uygulanan Rely X Ultimate (Şekil 3-35)adeziv reçine siman, diğeri ise self adeziv (Şekil 3-36) reçine siman Rely X U 200'dür. Daha sonrasında kullanılan materyallerin bağlanma dayanımına etkisinin (Şekil 3-48) makas bağlanma dayanımı test yöntemiyle değerlendirildiği çalışmamızda; örnekler yapılacak ölçüme kadar distile su içinde bekletilmiştir. Zamanı gelince her örneğe 0-400 N arası yükleme 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. Kopma anındaki değer kaydedilerek Newton'dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvveti hesaplanmıştır (Şekil-3-48) (Şekil 3-49). Çalışma gruplarının dizaynı (Tablo 3-1) de, çalışmada kullanılan restoratif materyallerin içerikleri ve uygulama talimatları (Tablo 3-2) de ve çalışmada kullanılan kompozit reçinelerin içerikleri, Kullanılan reçine siman materyallerin içerikleri ve malzemeler de (Tablo 3-3) te gösterilmiştir.

Çalışmamızda 96'sı çekilmiş diş üzerine, 96'sı Z250 mikrohibrit kompozit disk üzerine yapıştırılmak üzere üç farklı indirekt kompozit materyal ve bir reçine esaslı CAD-CAM kompozit bloktan 3×3mm çapında toplam 192 adet silindir örnek hazırlanmıştır. Üç farklı indirekt kompozit materyal ve bir reçine esaslı CAD-CAM kompozit blok olmak üzere 4 farklı indirekt materyalden hazırlanan silindir çubuklar iki farklı reçine siman uygulanarak, iki farklı yüzeye (çekilmiş dişte sağlıklı dentin yüzeyi ve Z250 mikrohibrit kompozit yüzeyi) yapıştırılarak toplamda 16 grup oluşturulmuştur. 16 gruptaki örnek sayıları n=12 olacak şekilde düzenlenmiştir. Çalışmamızda kullanılan malzeme ve materyaller 2020 yılı aralık ayında firmalarla yapılan görüşmeler sonucunda tedarik edilmiştir. Deneyler 04.01.2021-17.06.2021 tarihleri arasında tamamlanmıştır.

3.2. Lava Ultimate Rely X Ultimate Clicker örneklerin hazırlanması

Lava Ultimate ile hazırlanmış olan 3mm çapındaki silindir örnekler, Rely X Ultimate Clicker (Şekil 3-35) siman uygulanarak, akrilik blok içerisine gömülmüş olan 4 adet çekilmiş molar dişin sağlıklı dentin yüzeyine ve 4 adet Z250 mikrohibrit kompozit yüzeyine yapıştırılmıştır (Şekil 3-38). Öncelikle %35' lik fosforik asit (Scotchbond Asit 3M ESPE Neuss, Almanya) 15 sn süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 10 mm mesafeden ~2 bar' lık hava basıncı ile 15 sn süreyle suyla yıkanmıştır(Şekil 3-39). Daha sonra yüzey nemli kalacak şekilde 5 sn aynı basınç ile ve aynı mesafeden hava ile kurutulan dentin ve mikrohibrit Z 250 kompozit yüzeylerine üretici firmanın talimatları doğrultusunda Universal Single Bond (3M ESPE Neuss, Almanya) 20 sn süreyle uygulanmıştır (Şekil 3-37; Şekil 3-40). Adeziv uygulanan dişlere silindir örneklerin standart açı ile bağlantı sağlaması için, akrilik bloğa sabitlenen diş ve Z250 kompozit yüzey örnekleri Ultradent Apareyi ile sabitlemiştir (Şekil 3-44) Bunu takiben daha önceden hazırlanmış olan Lava Ultimate CAD-CAM (Şekil 3-21; Şekil 3-22)3x3mm boyutlarında silindir çubuk şeklindeki örnek yüzeyine (Şekil 3-25) Rely X Ultimate Clicker adeziv reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış, 500±50 basınç altında Demi Ultra LED (Curing Light, Kerr) (Şekil 3-9) Polimerizasyon Cihazı ile ışıkla polimerize edilmiştir. Örnekler, 24 saat sonrasında yapılacak makas bağlanma dayanımı testi için 37°C sıcaklıkta distile su

içinde bekletilmiştir (Şekil 3-48; Şekil 3-49). Zamanı gelince her örneğe 0-400 N arası yükleme 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. Kopma anındaki değer kaydedilerek Newton'dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvveti hesaplanmıştır (Şekil-3-48) (Şekil 3-49).

3.3. Lava Ultimate Self adeziv Rely X U 200 örneklerin hazırlanması

Lava Ultimate ile hazırlanmış olan 3mm çaptaki silindir örnekler, Self adeziv Rely X U200 (Şekil 3-36) siman uygulanarak, akrilik blok içerisine gömülmüş olan 4 adet çekilmiş molar dişin sağlıklı dentin yüzeyine ve 4 adet mikrohibrit Z250 mikrohibrit kompozit yüzeyine yapıştırılmıştır. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda Standart açılı ile bağlantı sağlaması için, akrilik bloğa sabitlenen çekilmiş diş ve Z250 kompozit yüzey örnekleri Ultradent Apareyi ile sabitlemiştir (Şekil 3-44) Buna takiben daha öncesinden hazırlanmış olan Lava Ultimate CAD-CAM (Şekil 3-21; Şekil 3-22) 3x3mm boyutlarında silindir şeklindeki örneklere (Şekil 3-25) Rely X U 200 self adeziv reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış, 500±50 basınç altında Demi Ultra LED (Curing Light, Kerr) (Şekil 3-9) Polimerizasyon Cihazı ile ışıkla polimerize edilmiştir. Örnekler, 24 saat sonrasında yapılacak makas bağlanma dayanımı testi için 37°C 'de distile su içinde bekletilmiştir (Şekil 3-48; Şekil 3-49). Zamanı gelince bütün örneklere 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. Kaydedilen değerler Newton'dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvveti hesaplanmıştır (Şekil-3-48) (Şekil 3-49).

3.4. Gradia Rely X Ultimate Clicker örneklerin hazırlanması

Gradia ile hazırlanmış 3x3mm boyutlarında silindir çubuk şeklindeki örnekler, Rely X Ultimate Clicker (Şekil 3-35) siman uygulanarak, akrilik blok içerisine gömülmüş olan 4 adet çekilmiş molar dişin sağlıklı dentin yüzeyine ve 4 adet Z250 mikrohibrit kompozit yüzeyine yapıştırılmıştır (Şekil 3-38). Örnekler ilk olarak %35' lik fosforik asit (Scotchbond Asit 3M ESPE Neuss, Almanya) 15 sn süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 10 mm mesafeden ~2 bar' lık hava basıncı ile 15 sn süreyle suyla yıkanmıştır (Şekil 3-39). Daha sonra nemli kalacak şekilde 5 sn aynı basınç ile ve aynı mesafeden hava ile kurutulan dentin ve mikrohibrit Z 250 kompozit yüzeylerine üretici firmanın talimatları doğrultusunda Universal Single Bond (3M ESPE Neuss, Almanya) 20 sn süreyle uygulanmıştır (Şekil 3-37; Şekil 3-40). Adeziv uygulanan dişlere Standart açılı ile bağlantı sağlayabilmek amacıyla, için akrilik bloğa

sabitlenen çekilmiş diş ve Z250 kompozit yüzey örnekleri Ultradent Apareyi ile sabitlemiştir (Şekil 3-44) Bunu takiben her bir diş ve mikrohibrit Z250 kompozit yüzeyine üçer adet yapıştırılmak üzere Gradia (Şekil 3-27) indirekt kompozitten ürettiğimiz 3x3mm boyutlarında silindir çubuk şeklindeki örneklere (Şekil 3-28) Rely X Ultimate Clicker adeziv reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış, 500±50 basınç altında Demi Ultra LED (Curing Light, Kerr) (Şekil 3-9) Polimerizasyon Cihazı ile ışıkla polimerize edilmiştir. Örnekler, 24 saat sonrasında yapılacak makas bağlanma dayanımı testi için 37⁰C’de distile su içinde bekletilmiştir (Şekil 3-48; Şekil 3-49). Zamanı gelince her örneğe 0-400 N arası yükleme 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. Kopma anındaki değer kaydedilerek Newton’dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvveti hesaplanmıştır (Şekil-3-48) (Şekil 3-49).

3.5. Gradia Self adeziv Rely X U 200 örneklerin hazırlanması

Gradia ile hazırlanmış 3x3 mm boyutlarında silindir çubuk örnekler, Self adeziv Rely X U200 (Şekil 3-36) siman uygulanarak, akrilik blok içerisine gömülmüş olan 4 adet çekilmiş molar dişin sağlıklı dentin yüzeyine ve 4 adet Z250 mikrohibrit kompozit yüzeyine yapıştırılmıştır. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda Standart açı ile bağlantı sağlaması için, akrilik bloğa sabitlenen çekilmiş diş ve Z250 kompozit yüzey örnekleri Ultradent Apareyi ile sabitlemiştir (Şekil 3-44) her bir diş, ve mikrohibrit Z250 kompozit yüzeyine üçer adet yapıştırılmak üzere Gradia (Şekil 3-27) indirekt kompozitten 3x3mm boyutlarında silindir çubuk şeklindeki örneklere (Şekil 3-28) Rely X Ultimate Clicker adeziv reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış (Şekil 3-25) Rely X U 200 self adeziv reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış, 500±50 basınç altında Demi Ultra LED (Curing Light, Kerr) (Şekil 3-9) Polimerizasyon Cihazı ile ışıkla polimerize edilmiştir. . Örnekler, 24 saat sonrasında yapılacak makas bağlanma dayanımı testi için 37⁰C’de distile su içinde bekletilmiştir (Şekil 3-48; Şekil 3-49). Zamanı gelince her örneğe 0-400 N arası yükleme 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. Kopma anındaki değer kaydedilerek Newton’dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvveti hesaplanmıştır (Şekil-3-48) (Şekil 3-49).

3.6. Tescera ATL Rely X Ultimate Clicker örneklerin hazırlanması

Tescera ATL ile hazırlanmış olan 3x3mm boyutlarında silindir çubuk şeklindeki örnekler, Rely X Ultimate Clicker (Şekil 3-35) siman uygulanarak, akrilik blok içerisine gömülmüş olan 4 adet çekilmiş molar dişin sağlıklı dentin yüzeyine ve 4 adet Z250 mikrohibrit kompozit yüzeyine yapıştırılmıştır (Şekil 3-38). İlk olarak %35' lik fosforik asit (Scotchbond Asit 3M ESPE Neuss, Almanya) 15 sn süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 10 mm mesafeden ~2 bar' lık hava basıncı ile 15 sn süreyle suyla yıkanmıştır (Şekil 3-39). Daha sonra nemli kalacak şekilde 5 sn aynı basınç ile ve aynı mesafeden hava ile kurutulan dentin ve mikrohibrit Z 250 kompozit yüzeylerine üretici firmanın talimatları doğrultusunda Universal Single Bond (3M ESPE Neuss, Almanya) 20 sn süreyle uygulanmıştır (Şekil 3-37; Şekil 3-40). Adeziv uygulanan dişlere Standart açı ile bağlantı sağlayabilmek amacıyla, akrilik bloğa sabitlenen çekilmiş diş ve Z250 kompozit yüzey örnekleri Ultradent Apareyi ile sabitlemiştir (Şekil 3-44) Bunu takiben her bir diş ve mikrohibrit Z250 kompozit yüzeyine üçer adet yapıştırılmak üzere Tescera ATL (Şekil 3-30) indirekt kompozitten 3mm çapta silindir çubuk şeklinde hazırlanmış örneklere (Şekil 3-31) Rely X Ultimate Clicker adeziv reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış, 500±50 basınç altında Demi Ultra LED (Curing Light, Kerr) (Şekil 3-9) Polimerizasyon Cihazı ile ışıkla polimerize edilmiştir. Örnekler, 24 saat sonrasında yapılacak makas bağlanma dayanımı testi için 37°C'de distile su içinde bekletilmiştir (Şekil 3-48; Şekil 3-49). Zamanı gelince her örneğe 0-400 N arası yükleme 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. Kopma anındaki değer kaydedilerek Newton'dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvveti hesaplanmıştır (Şekil-3-48) (Şekil 3-49).

3.7. Tescera ATL Self adeziv Rely X U 200 örneklerin hazırlanması

Tescera ATL ile hazırlanmış olan 3x3mm boyutlarındaki silindir örnekler, Self adeziv Rely X U200 (Şekil 3-36) siman uygulanarak, akrilik blok içerisine gömülmüş olan 4 adet çekilmiş molar dişin sağlıklı dentin yüzeyine ve 4 adet Z250 mikrohibrit kompozit yüzeyine yapıştırılmıştır. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda Standart açı ile bağlantı sağlaması için, akrilik bloğa sabitlenen çekilmiş diş ve Z250 kompozit yüzey örnekleri Ultradent Apareyi ile sabitlemiştir (Şekil 3-44) Bunu takiben her bir diş ve mikrohibrit Z250 kompozit yüzeyine üçer adet yapıştırılmak üzere Tescera ATL (Şekil 3-30) indirekt kompozitten 3x3mm boyutlarında silindir çubuk şeklinde

hazırlanmış örneklerle (Şekil 3-31) Rely X Ultimate Clicker adeziv reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış (Şekil 3-25) Rely X U 200 self adeziv reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış, 500±50 basınç altında Demi Ultra LED (Curing Light, Kerr) (Şekil 3-9) Polimerizasyon Cihazı ile ışıqla polimerize edilmiştir. Örnekler, 24 saat sonrasında yapılacak makas bağlanma dayanımı testi için 37°C’de distile su içinde bekletilmiştir (Şekil 3-48; Şekil 3-49). Zamanı gelince her örneğe 0-400 N arası yükleme 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. Kopma anındaki değer kaydedilerek Newton’dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvveti hesaplanmıştır (Şekil-3-48) (Şekil 3-49).

3.8. Ceramage Rely X Ultimate Clicker örneklerin hazırlanması

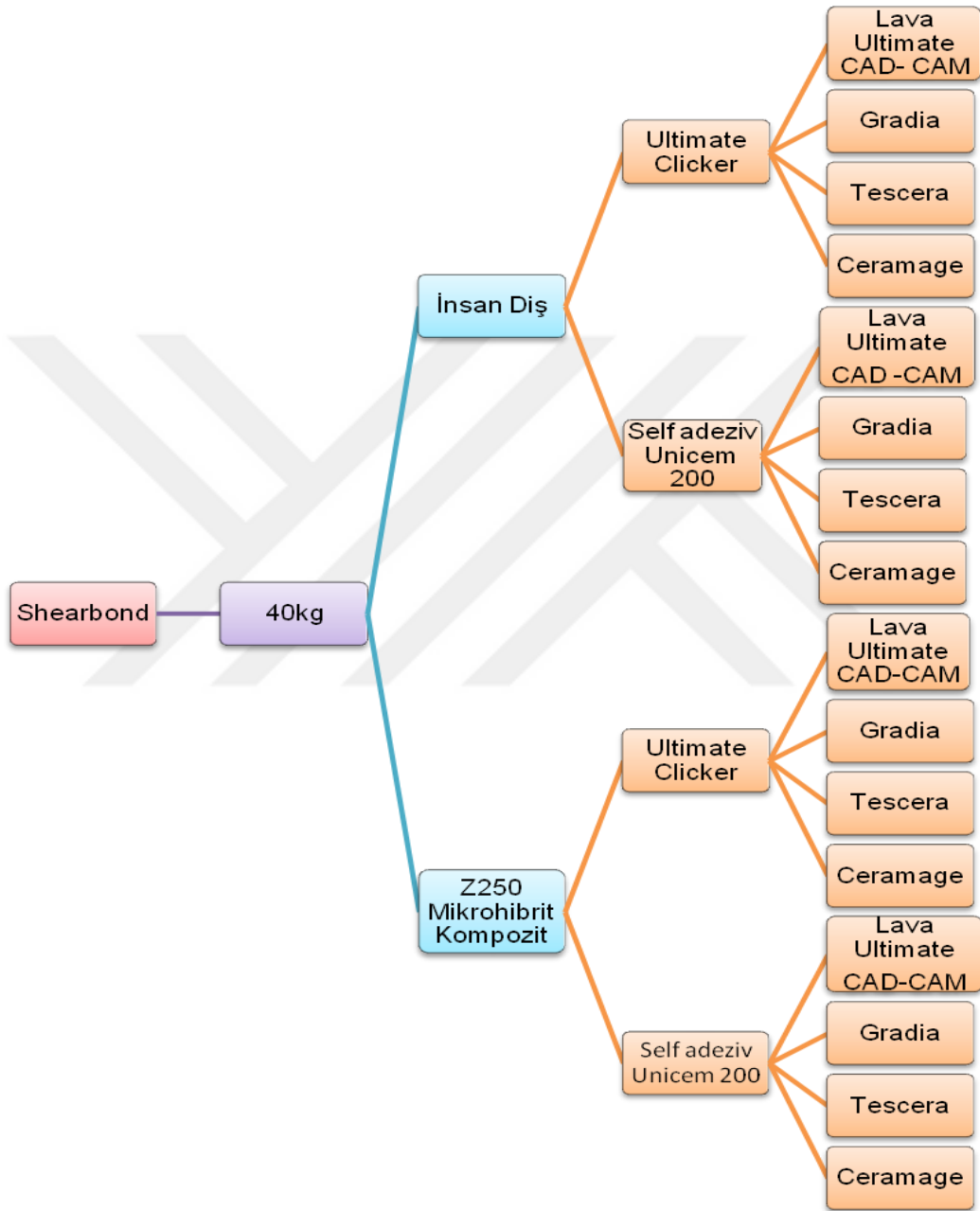
Ceramage ile hazırlanmış olan 3x3mm boyutlarında silindir çubuk şeklindeki örnekler, Rely X Ultimate Clicker (Şekil 3-35) siman uygulanarak, akrilik blok içerisine gömülmüş olan 4 adet çekilmiş molar dişin sağlıklı dentin yüzeyine ve 4 adet Z250 mikrohibrit kompozit yüzeyine yapıştırılmıştır (Şekil 3-38). İlk olarak %35’ lik fosforik asit (Scotchbond Asit 3M ESPE Neuss, Almanya) 15 sn süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 10 mm mesafeden ~2 bar’lık hava basıncı ile 15 sn süreyle suyla yıkanmıştır (Şekil 3-39). Daha sonra nemli kalacak şekilde 5 sn aynı basınç ile ve aynı mesafeden hava ile kurutulan dentin ve mikrohibrit Z 250 kompozit yüzeylerine üretici firmanın talimatları doğrultusunda Universal Single Bond (3M ESPE Neuss, Almanya) 20 sn süreyle uygulanmıştır (Şekil 3-37; Şekil 3-40). Adeziv uygulanan dişlere Standart açılı ile bağlantı sağlayabilmek amacıyla, akrilik bloğa sabitlenen çekilmiş diş ve Z250 kompozit yüzey örnekleri Ultradent Apareyi ile sabitlemiştir (Şekil 3-44) Bunu takiben her bir diş ve mikrohibrit Z250 kompozit yüzeyine üçer adet yapıştırılmak üzere Ceramage (Şekil 3-33) indirekt kompozitten 3x3mm boyutlarında silindir çubuk şeklinde hazırlanmış örneklerle (Şekil 3-34) Rely X Ultimate Clicker adeziv (Şekil 3-35) reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış, 500±50 gr basınç altında Demi Ultra LED (Curing Light, Kerr) (Şekil 3-9) Polimerizasyon Cihazı ile ışıqla polimerize edilmiştir. Örnekler, 24 saat sonrasında yapılacak makas bağlanma dayanımı testi için 37°C’de distile su içinde bekletilmiştir (Şekil 3-48; Şekil 3-49). Zamanı gelince her örneğe 0-400 N arası yükleme 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. Kopma anındaki değer kaydedilerek

Newton'dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvveti hesaplanmıştır (Şekil-3-48) (Şekil 3-49).

3.9. Ceramage Self adeziv Rely X U 200 örneklerin hazırlanması

Ceramage ile hazırlanmış olan 3x3mm boyutlarındaki silindir çubuk şeklindeki örnekler, Self adeziv Rely X U200 (Şekil 3-36) siman uygulanarak, akrilik blok içerisine gömülmüş olan 4 adet çekilmiş molar dişin sağlıklı dentin yüzeyine ve 4 adet Z250 mikrohibrit kompozit yüzeyine yapıştırılmıştır. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda Standart açılı ile bağlantı sağlaması için, akrilik bloğa sabitlenen çekilmiş diş ve Z250 kompozit yüzey örnekleri Ultradent Apareyi ile sabitlemiştir (Şekil 3-44) Bunu takiben her bir diş ve mikrohibrit Z250 kompozit yüzeyine üçer adet yapıştırılmak üzere Ceramage (Şekil 3-33) indirekt kompozitten 3x3mm boyutlarında silindir çubuk şeklinde hazırlanmış örnekler (Şekil 3-34) Rely X U 200 self adeziv (Şekil 3-36) reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış (Şekil 3-25) Rely X U 200 self adeziv reçine materyali (3M ESPE Neuss, Almanya) uygulanmış, 500±50 gr basınç altında Demi Ultra LED (Curing Light, Kerr) (Şekil 3-9) Polimerizasyon Cihazı ile ışıkla polimerize edilmiştir. Örnekler, 24 saat sonrasında yapılacak makas bağlanma dayanımı testi için 37°C'de distile su içinde bekletilmiştir (Şekil 3-48; Şekil 3-49). Zamanı gelince her örneğe 0-400 N arası yükleme 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. Kopma anındaki değer kaydedilerek Newton'dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvveti hesaplanmıştır (Şekil-3-48) (Şekil 3-49).

Tablo 3-1 Gruplar ve Kullanılan Materyaller



Tablo 3-2 Çalışmamızda Kullanılan Kompozit Reçinelerin İçerikleri

İndirekt Kompozit reçineler	Lot Numarası	Ana Matriks Monomeri	İçerikleri	Üretici firma
Gradia	200211A	%1–5 Bis-GMA, 5–10% TEGDMA, 1–5% UDMA	Seramik Partiküller	GC Corporation, Tokyo, Japan
Ceramage	091948	5–10% UDMA	Zirkonyum silikat %73	Shofu Inc., Kyoto, Japan
Tescera ATL	1800007837	TEGDMA, Bis-GMA	Amorf silika, %85	Bisco, Inc, Schaumburg, USA
LAVA Ultimate	N895356	%80 Nano-seramik kompozit Bis-GMA/ TEGDMA,	Silika ve zirkonya doldurucular	3M,St.Paul,M N,ABD
Scotchbond Universal Etchant	4550701	Fosforik asit	%35 fosforik asit	3MESPE GmbH dental Products Neuss, Almanya
Z250	NC33470	Organik matriks: Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	Zirconia/silika doldurucu (0.01-3.5 µm, %82 wt- %60 vol)	3M ESPE,St.Paul, MN,ABD
Single Bond Universal	00221A	10MDP, fosfat monomer, dimetakrilat reçineler, HEMA, metakrilat-modifiye polialkenoik asit kopolimeri, doldurucu, etanol, su, inisiyator, silan		3M ESPE GmbH dental Products Neuss, Almanya

Tablo 3-3 Çalışmamızda Kullanılan Reçine Siman Materyallerin İçerikleri

Reçine siman	Lot numarası	Siman Tipi	İçerik	Üretici
RelyX Ultimate	711943	Polimerizasyon safhası kimyasal hem kimyasal hem ışıkla polimerize olabilen universal yapıştırıcı siman	Metakrilat monomerleri, silanlanmış doldurucular, inisiyatörler, stabilizatörler, Dual-cure aktivatörler	3M ESPE GmbH dental Products Neuss, Almanya
Rely X U200	6716146	Self-adhesive reçine siman	Matrix:hydroxyethylmethacrylate (HEMA), Bis-GMA Fillers: fluoro alumino silikat glass, zirconya silika	3M ESPE GmbH dental Products Neuss, Almanya

3.1.1. Akrilik Bloklar İçin Silikon Kalıp Hazırlanması ve Akrilik Blokların Hazırlanması

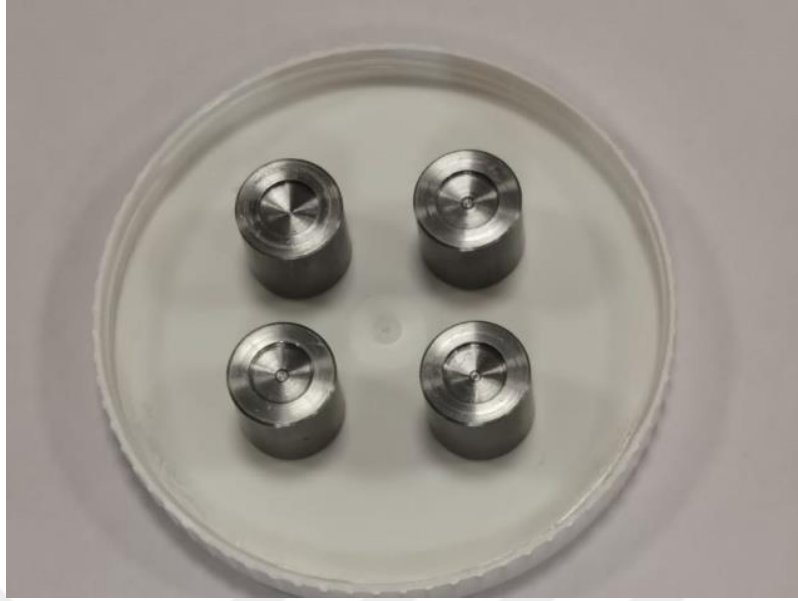
Direkt kompozitlerin tabakalama yöntemi ile içerisinde polimerize edileceği otopolimerizan akrilik kalıpların üretim için ilk önce 8 mm uzunluğunda 2x2 mm çaplı kompozitlerin yerleştirileceği bir boşluk metal tornalar içerisinde hazırlanmıştır.



Şekil 3-1: Metal Torna

3.1.1.1. Metal Tornaların Negatif Ölçüsü İle Silikon Kalıp Elde Etme Aşamaları

Özel olarak tasarlanmış (Şekil 3-1) (Şekil 3-2) metal tornaların negatif ölçüsü ile kolay ayırt edebilmesi için silikon renklendirici pigmentler (Şekil 3-4) içine karıştırılarak silikon kalıp (Şekil 3-5) elde edilmiştir. Bu silikon kalıptan 32 adet insan dişi ve 32 adet direkt kompozitlerin gömüleceği otopolimerizan (Şekil 3-6) (Şekil 3-7) özellikte akrilik kullanılarak çalışma blokları hazırlanmıştır.



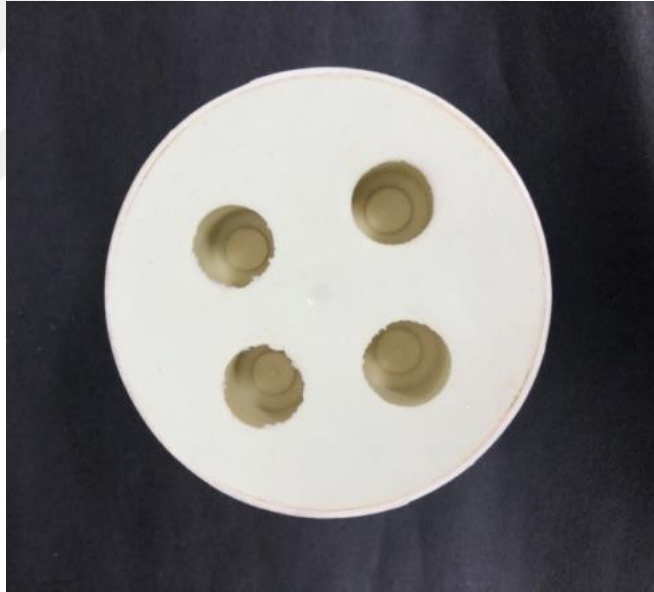
Şekil 3-2: Metal Tornaların Ana Kalıp İçinde Dizilmiş Hali



Şekil 3-3: 24 saatte Sertleşen Silikon Ve Katalizör



Şekil 3-4: Silikon Renklendirici Pigmentler



Şekil 3-5: Akriliğe Polimerize Edilecek Z250 Mikrohibrit Kompozitlerin Kondansasyonu İçin Boşluklu Örneklerin Hazırlanmış Silikon Kalıp



Şekil 3-6: Otopolimerize Soğuk Akrilik



Şekil 3-7: Silikon Kalıba Otopolimerize Soğuk Akriliğin Dökülmüş Hali



Şekil 3-8: Mikrohibrit Z250 Kompozit



Şekil 3-9: Demi Ultra LED Polimerizasyon Cihazı



Şekil 3-10: Mikrohibrit Z250 Kompozit Polimerizasyon Aşaması



Şekil 3-11: Silikon Kalıptan Elde Ettiğimiz Otopolimerizan Akrilik Bloklar



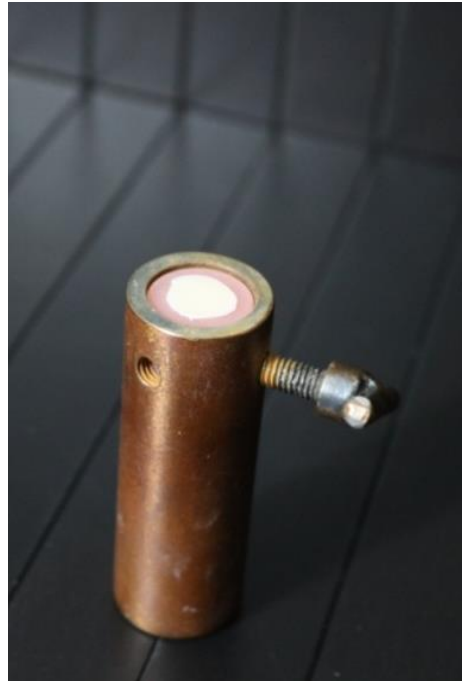
Şekil 3-12: Hazır Akrilik Bloğun İçerisine Z250 Mikrohibrit Kompozitin Polimerize Edilmiş Hali



Şekil 3-13: Standart Yüzey Elde Edilmesi İçin Metaserv Zimparalama Aleti İle Diş ve Z250 Kompozit Örneklerin Hazırlanması



Şekil 3-14: Diş ve Z250 Mikrohibrit Kompozitten Elden Edilen Örneklerin Zimparalanmasında Tutmayı Kolaylaştırmak İçin Tasarlanan Metal Torna



Şekil 3-15: Metal Tornaya Örneklerin Sabitlenmiş Hali



Şekil 3-16: Silikon Kalıbında Dişlerin Görünümü



Şekil 3-17: Silikon Kalıbından Dişli Akrilik Bloğun Çıkarılmış Hali



Şekil 3-18: Akriliğe Gömülmüş Dişlerin İsoMet İle Mine-Dentin Sınırının 2-3 mm Altından Kesilerek Hazırlanması



Şekil 3-19: Mine-Dentin Sınırının 2-3 mm Altından Kesilmiş Hali

3.2.1. İndirekt Kompozit ve CAD-CAM Kompozit Bloklardan Elde Edilmiş, 3X3 mm Çapındaki Çubukların Hazırlanması

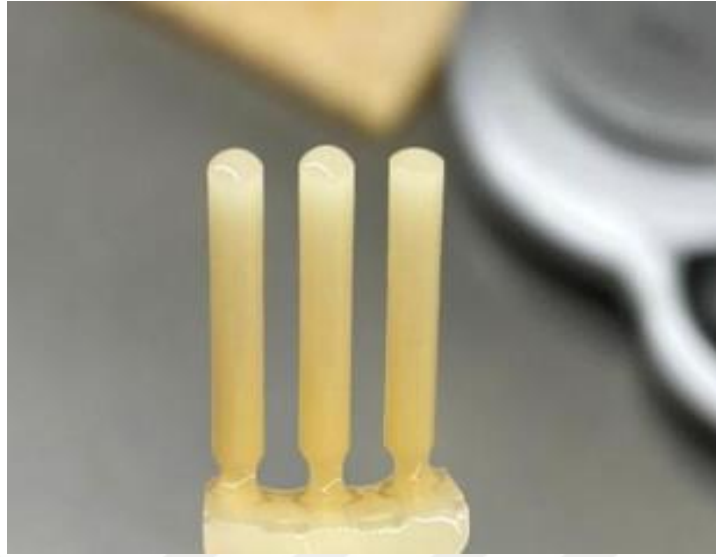
Önceden hazırlanmış olan dişler ve direkt mikrohibrit kompozitlerin üzerine farklı adeziv sistemle yapıştırılacak olan farklı kompozit ve CAD-CAM Kompozit bloklardan çubukların hazırlanma aşamaları



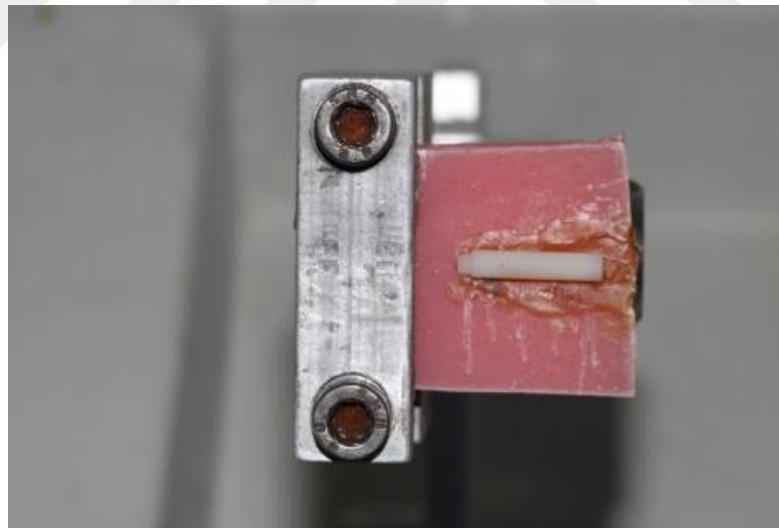
Şekil 3-20: Lava Ultimate Bloklar



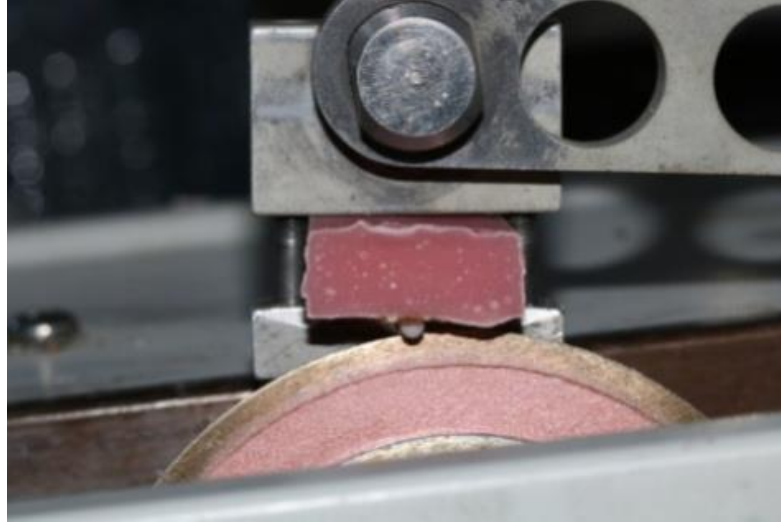
Şekil 3-21: CAD-CAM Blokların Hazırlanma Aşaması



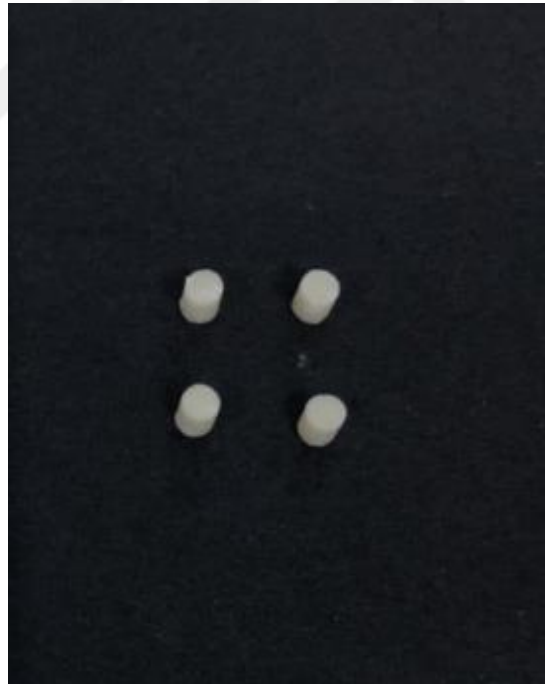
Şekil 3-22: CAD-CAM Sisteminde 3x3 Çapındaki Çubukların Kazınmış Hali



Şekil 3-23: Lava Ultimate 9 mm CAD-CAM Bloktan Frezlenmiş Olan Örneklerin 3X3 mm Boyutlarında Kesilmesi İçin Hazırlanmış Hali



Şekil 3-24: Örneklerin 3mm Uzunluğunda Kesilmesi



Şekil 3-25: Lava Ultimate Örneklerin 3mm Uzunluğunda Hazırlanmış Hali

3.4.1. Gradia Örnek Çubukların Hazırlanması

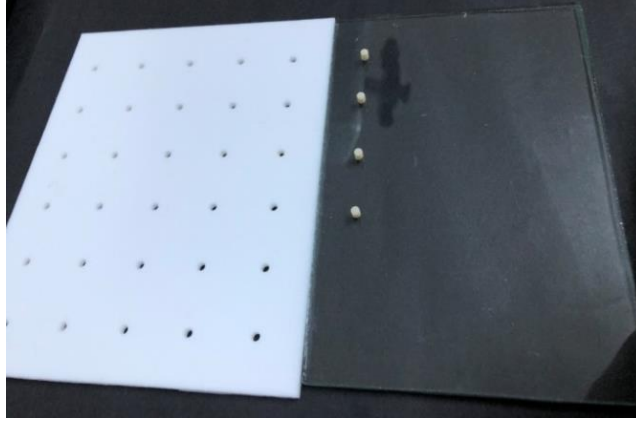
Özel olarak tasarlanmış 3mm çapında çubukların oluşturulması için teflon kalıp elde edildi. Daha sonrasında Gradia indirekt kompoziti siman fulvarı yardımıyla ufak parçalar halinde kondanse edildi. Kondanse edilen kompozit, 10 sn süreyle GC steplight SL-1 cihazı ile ön polimerizasyon işlemine tabi tutulmuştur. Tabakalama yöntemi uygulanarak polimerizasyonu gerçekleştirilen çubuklarını GC Labolight LV-III cihazı ile 3 dakika final polimerizasyonu gerçekleştirilmiştir. Tüm Gradia örnek çubukları bu işleme tabi tutulmuştur.



Şekil 3-26: Gradia Labolight ve Steplight Cihazları İle İndirekt Kompozit Çubukların Polimerizasyon İşleminin Tamamlanması



Şekil 3-27: İndirekt Gradia Kompozit



Şekil 3-28: Gradia İndirekt Kompozit 3x3 Çubuklar

3.6.1.Tescera ATL Örneklerin Hazırlanması

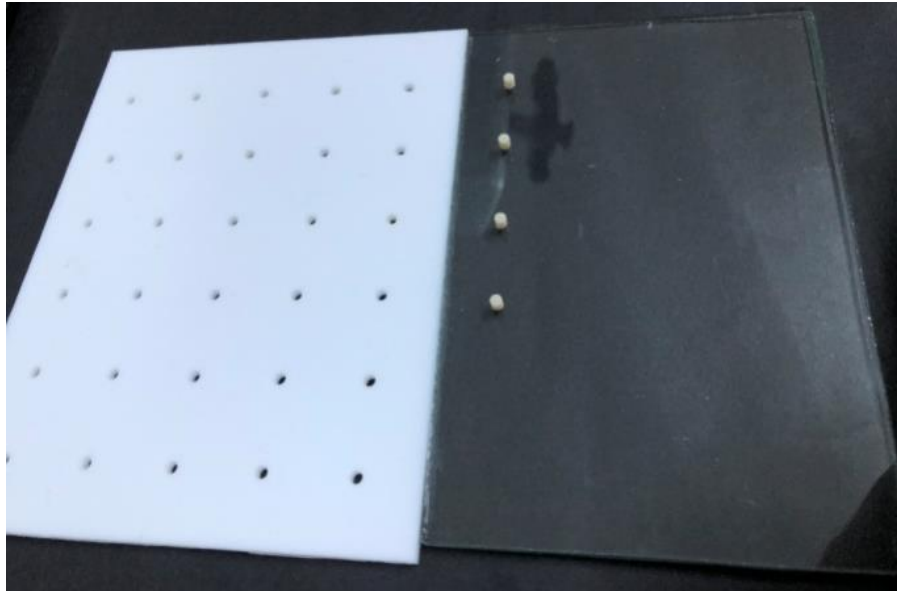
Özel olarak tasarlanmış 3mm çapında çubuklar elde etmesi için teflon kalıp elde edilmiştir. Daha sonra Tescera ATL indirekt kompoziti siman fulvarı yardımı ile ufak parçalar halinde kondanse edilmiş olup ilk önce Tescera ATL ışık cihazında basınç ve ışıqla 2 dakika boyunca polimerizasyon işlemi tamamlanmıştır. Basınç, ısı ve ışıqla polimerizasyon 10-13 dakikada gerçekleştirilmiştir. Tüm Tescera ATL örnek çubukları bu işleme tabi tutulmuştur.



Şekil 3-29: Tescera Fırında İndirekt Kompozit Çubukların Polimerizasyon İşleminin Tamamlanması



Şekil 3-30: İndirekt Tescera ATL Kompozit



Şekil 3-31: İndirekt Tescera ATL Kompozitten Elde Edilen 3x3 Çubuklar

3.8.1.İndirekt Ceramage Kompozit Örneklerin Hazırlanması

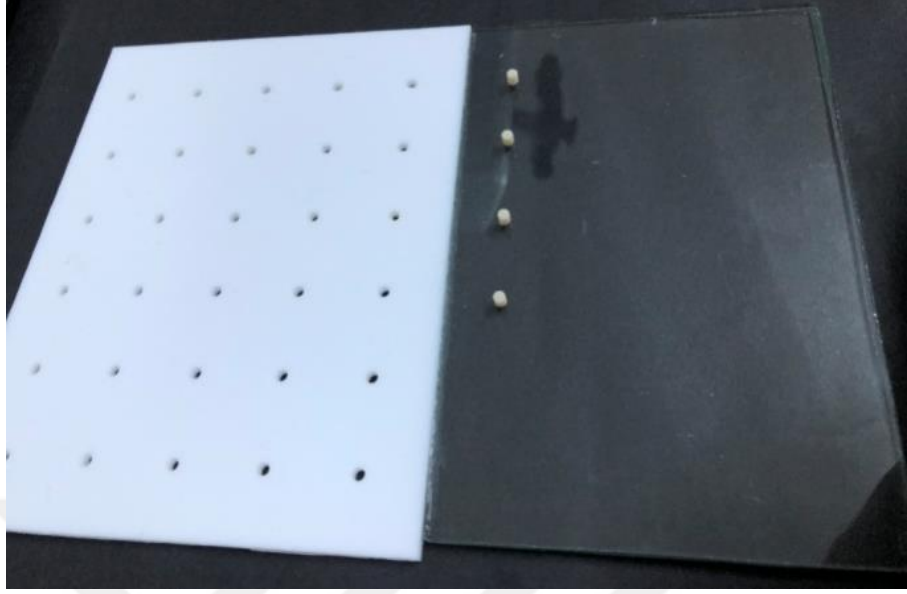
Özel olarak tasarlanmış 3mm çapında çubuklar hazırlanması için teflon kalıp elde edildi. Daha sonrasında Ceramage indirekt kompozit siman fulvarı yardımı ile ufak parçalar halinde kondanse edilmiş ve kondanse edilen kompozit 20 sn Sublite V cihazı ile ön polimerizasyon işlemine tabi tutulmuştur. Tabakalama yöntemiyle polimerizasyonu gerçekleştirilen çubuklarını Solidilite V cihazı ile 5 dakika final polimerizasyonu gerçekleştirilmiştir. Tüm Ceramage örnek çubukları bu işleme tabi tutulmuştur.



Şekil 3-32: Ceramage Sublite V ve Solidite V Cihazları İle İndirekt Kompozit Çubukların Polimerizasyon İşleminin Tamamlanması



Şekil 3-33: Ceramage İndirekt Kompozit



Şekil 3-34: Ceramage İndirekt Kompozit 3x3 Çubuklar

Yapıştırıcı Simanlar



Şekil 3-35: RelyX Ultimate Clicker Reçine Siman



Şekil 3-36: Self-Adeziv RelyX U200 Reçine Siman

Adeziv Sistem



Şekil 3-37: Single Bond Universal Adeziv

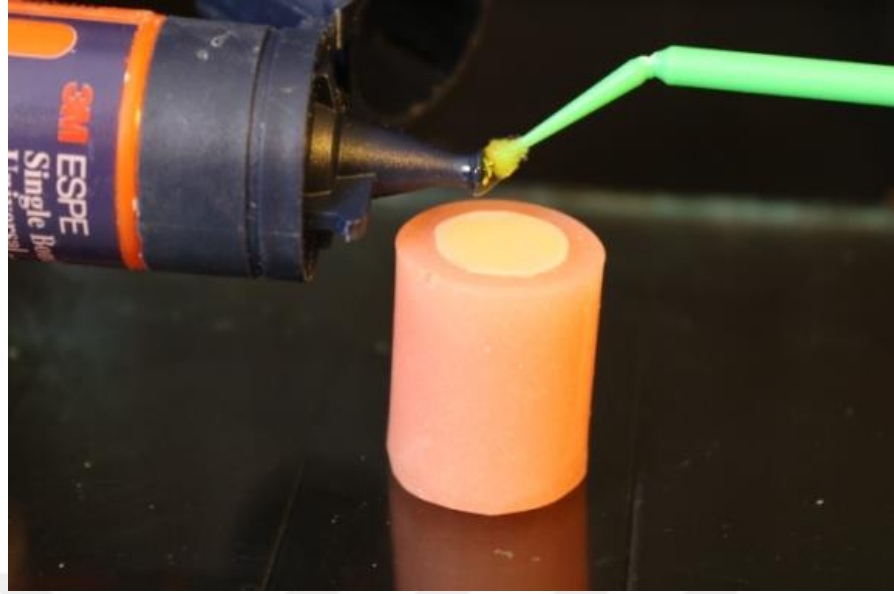


Şekil 3-38: Scotchbond Universal %37 Fosforik Asit

İnsan dişli akrilik bloklar ve direkt kompozit akrilik blokların ilk olarak standart yüzey elde edilmesi için 600 gritlik zımpara uygulanıp cila işlem tamamlandıktan sonra üzerine adeziv reçine siman RelyX Ultimate Clickerın uygulama talimatına göre %37lik fosforik asit ve sonrasında Universal Single Bond uygulanması.



Şekil 3-39: Diş ve Z250 Gruba RelyX Ultimate Clicker Öncesi Scotchbond Universal %37 Asit Uygulanması



Şekil 3-40: Diş ve Z250 Kompozit Gruba RelyX Ultimate Clicker Reçine Siman Öncesi Universal Single Bond Uygulaması



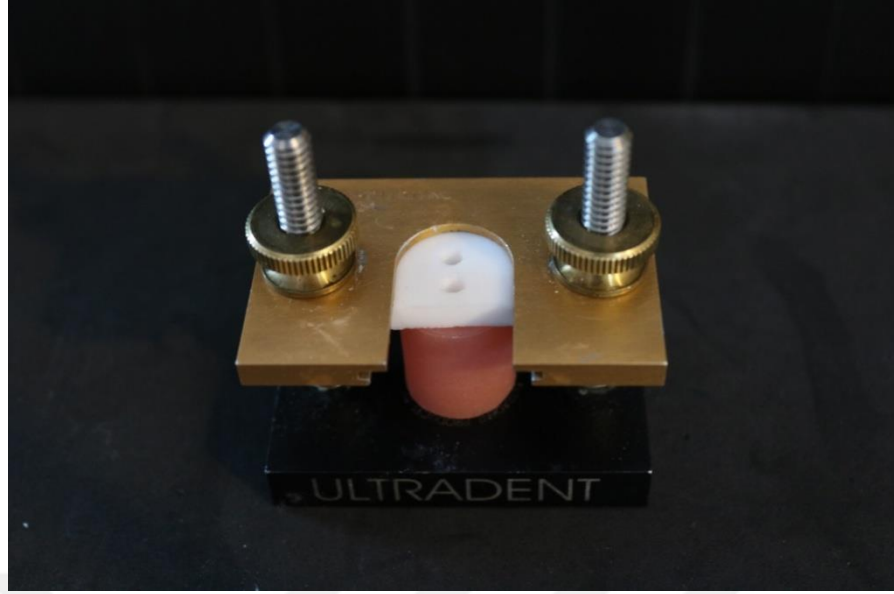
Şekil 3-41: Single Bond Universal Adeziv Uygulanmış Yüzeyde Polimerizasyonun Tamamlanması



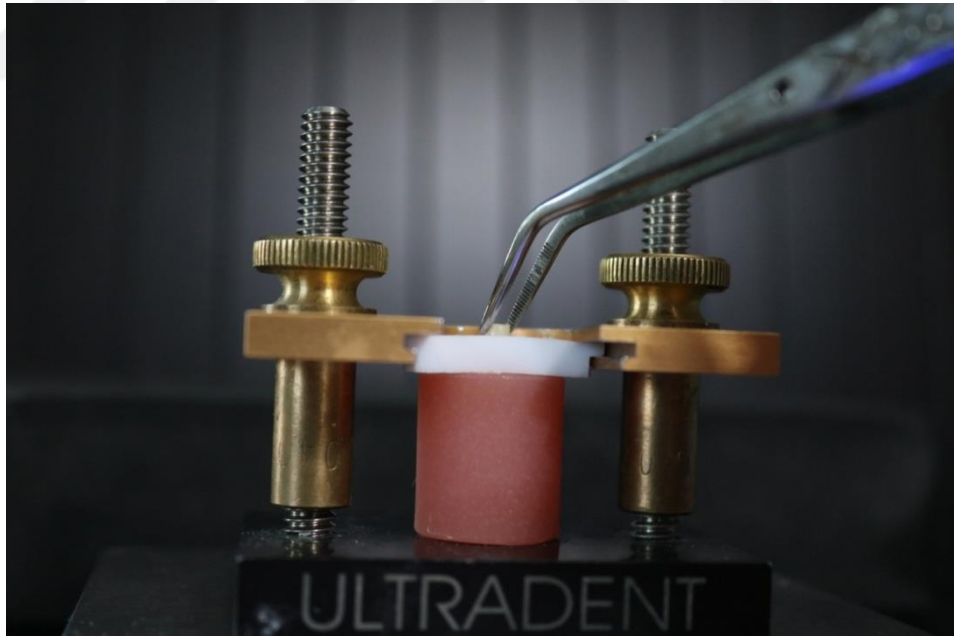
Şekil 3-42: Reçine Siman Hazırlama Aşaması



Şekil 3-43: Önceden Hazırlanmış Örnekler Reçine Simanın Uygulanması



Şekil 3-44: Standart Açı İle Bağlantı Sağlaması İçin Numunelerin Ultradent Apareyi İle Sabitlenmesi



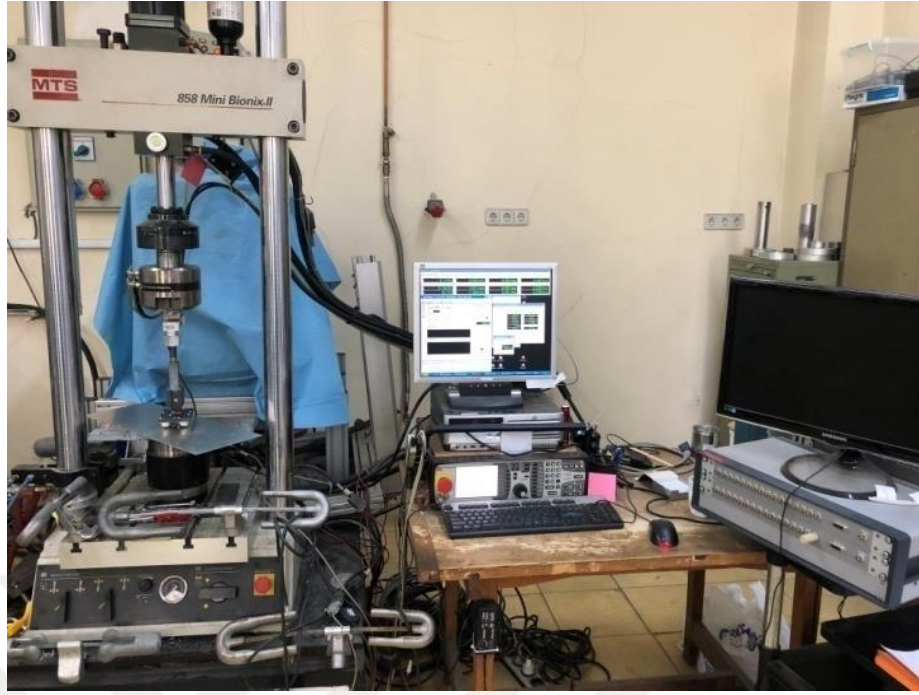
Şekil 3-45: 3x3 mm İndirekt Kompozit Çubukları Ultradent Apareyine Yerleştirme Aşamaları



Şekil 3-46: Standart Ağırlığı Kontrol Etmek İçin Hassas Tartı



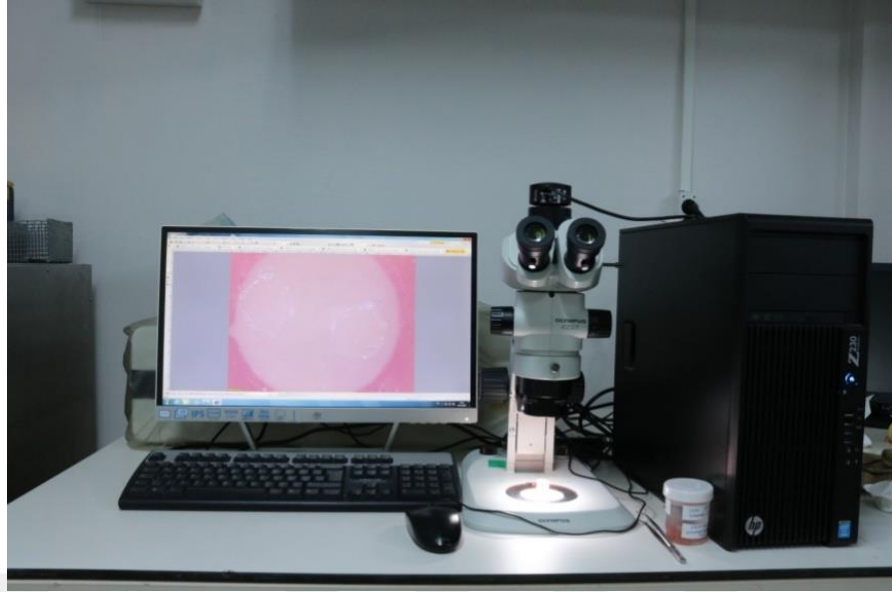
Şekil 3-47: Hassas Tartı İle Standart Bir Ağırlığın Çubuklara İletilmesi



Şekil 3-48: Shearbond Test Cihazı



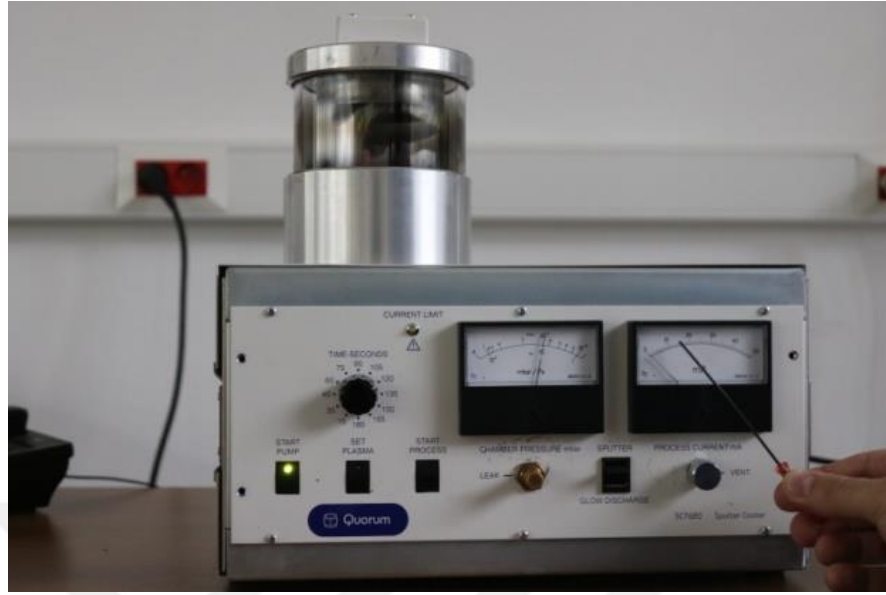
Şekil 3-49: Shearbond Test Cihazında Örneklerin Kırılma Aşamaları



Şekil 3-50: Örneklerin Adeziv, Koheziv, Miks Tip Kopmalarının Işık Mikroskopi İle Değerlendirilmesi



Şekil 3-51: SEM İçin Numunelerin Au-Pd İle Kaplanması İçin Dizilmiş Hali



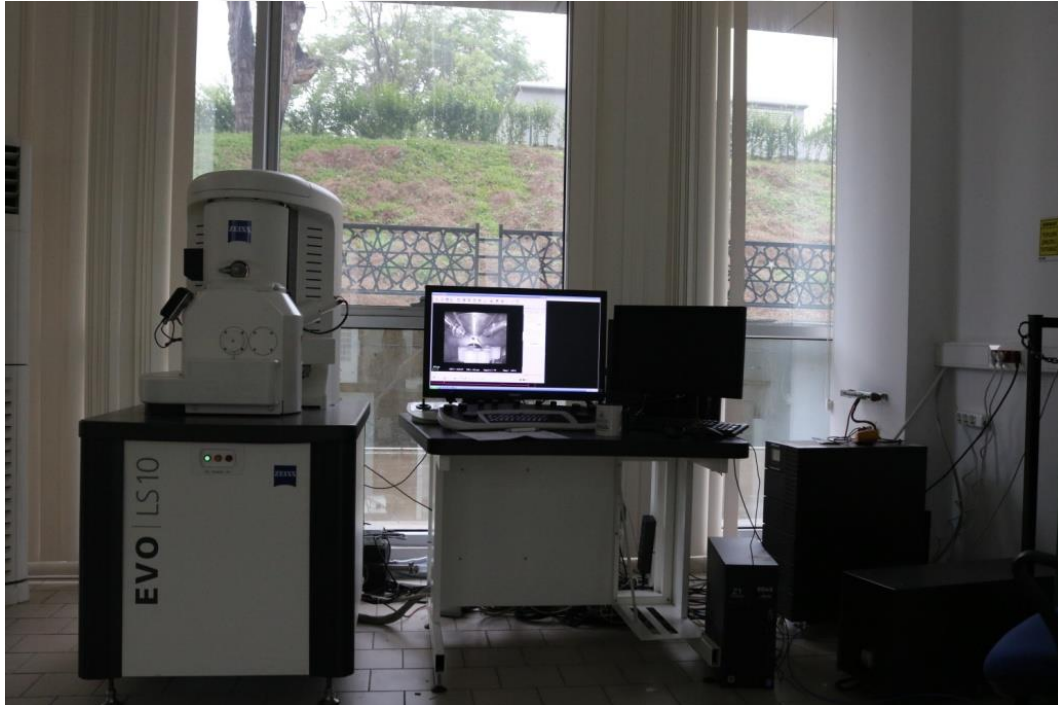
Şekil 3-52: SEM’de Bakılacak Örneklerin Au-Pd ile Kaplanma Cihazı



Şekil 3-53: SEM İçin Rastgele Seçilmiş Örneklerin Au-Pd İle Kaplanma Cihazına Yerleştirilip Kaplanma İşleminin Tamamlanması



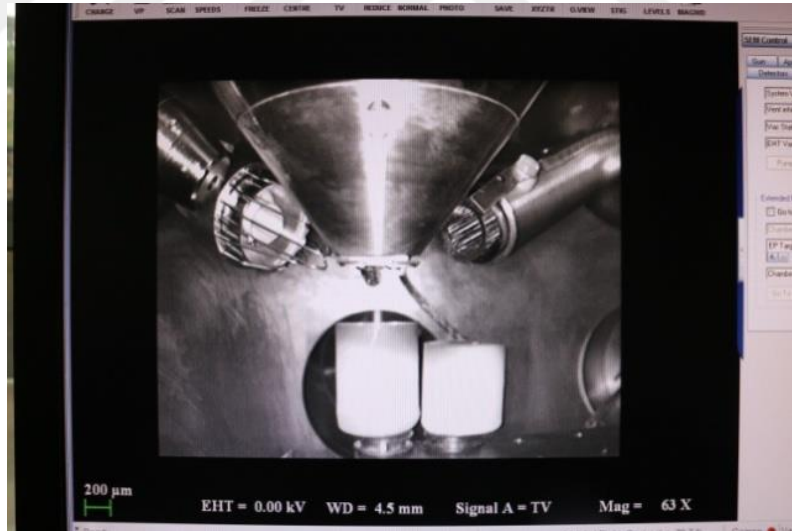
Şekil 3-54: Örneklerin Au-Pd İle Kaplanmış Hali



Şekil 3-55: SEM Zeis EVO LS 10 Cihazı



Şekil 3-56: SEM İçin Uygunluk Açısından Görüntü



Şekil 3-57: SEM İle Numunelerin İncelenme Aşaması

3.10. Makas Bağlanma Dayanım Testlerinin Uygulama Aşamaları

Bütün örnekler makaslama bağlanma testi için sıra ile Shearbond Test Cihazına (MTS Mini-Bionics, model 858, MTS Corporation, Eden Prairie, MN, USA) bağlanmıştır. Her örneğe 0-400 N arası yükleme 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. (Şekil-3-48) (Şekil 3-49) Kopma anındaki değer kaydedilerek Newton'dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvveti hesaplanmıştır.

3.11. Işık Mikroskobu ve Taramalı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirme

Tüm örneklerin yüzeylerinde meydana gelen adeziv, koheziv ve miks kopma tiplerinin belirlenmesi ve incelemesi için ışık mikroskobu (Şekil 3-50) kullanılmıştır. SEM taramalı elektron mikroskobu (Şekil 3-57) (SEM-Scanning Electron Microscopy) katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir mikroskobik inceleme yöntemidir. Dolayısıyla diş dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede rastgele seçilen örneklerin yüzeyi Au-Pd ile kaplanarak (Şekil 3-53) (Şekil 3-54) SEM ile incelenmiştir.

3.12. İstatistiksel Analiz Yöntemleri

Çalışmamıza ait veriler SPSS IBM 24.0 paket veri programı ile analiz edilmiş, %95 güven düzeyinde çalışılmıştır, olasılık hesaplamaları $p=0,05$ değerine göre sinanmıştır. Ölçümlere ait tanımlayıcı istatistikleri hesaplanmıştır. Sürekli ölçümlere normallik sinaması ShapiroWilk's testi ile yapılmış, normal dağılım göstermeyen iki bağımsız grup karşılaştırmaları Mann-Whitney U testi ile analiz edilmiştir. İkili-üçlü grup karşılaştırmaları Ki-Kare analizi hesaplanmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Shearbond Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

Çalışmada test edilen insan çekilmiş dişi ve Z250 mikrohibrit kompozit gruplarının, Rely X U 200, Rely X Ultimate Clicker reçine simanların, reçine esaslı Lava Ultimate CAD-CAM blok ve Tescera, Gradia, Ceramarge indirekt reçine kompozit materyallerin ortalama bağlanma değerleri, standart sapmalarını istatistiksel farklılıkları aşağıda gösterilmektedir.

Bu farklı indirekt kompozit reçine materyaller ve reçine esaslı CAD-CAM blok ile farklı tip reçine siman materyallerinin dentin, Z250 mikrohibrit kompozite olan bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında kullanılan Force ölçümünde diş ve kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p<0,001$). Stress ölçümünde diş ve kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p<0,001$).

Tablo 4-1 Baskı Dayanım, Stres Dayanım Test Sonuçları

		N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Dev.	Median	P
Force	Diş	106	6,01	108,0	39,5	20,6	37,8	0,001**
	Z 250 Kompozit	103	15,2	134,5	65,4	24,5	63,7	
Stress	Diş	106	0,85	15,3	5,6	2,9	5,3	0,001**
	Z 250 Kompozit	103	2,15	19,0	9,3	3,5	9,01	

Mann Whitney-U

Tablo 4-2 Baskı Dayanım Test Sonuçları

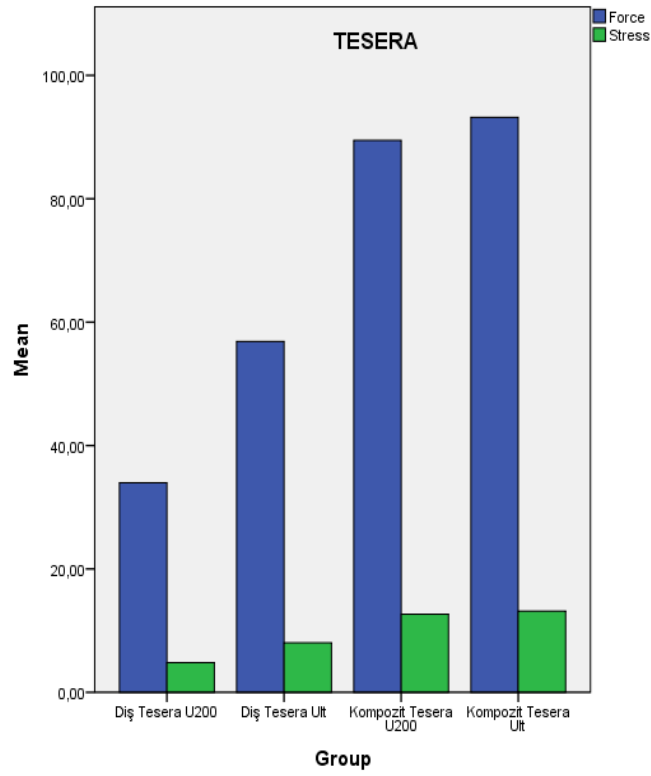
	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Dev.	Median
Diş Tescera U200	12	13,27	52,78	33,98	11,5	37,78
Diş TesceraUlt	14	11,1	108,03	56,88	26,01	56,86
Diş GradiaUlt	14	25,9	87,57	49,34	16,43	47,82
Diş Gradia U200	14	9,19	40,9	25,57	8,69	28,75
KompozitTesceraUlt	13	67,33	134,49	93,2	17,29	91,41
Diş Lava U200	12	6,01	30,72	21,35	9,44	24,81
Diş Lava Ult	13	22,56	98,88	40,21	20,17	35,96
Kompozit TesceraU200	13	70,97	111,23	88,76	13,03	85,9
Kompozit GradiaU200	14	43,25	77,07	58,04	9,67	55,52
KompozitGradiaUlt	14	40,02	83,01	60,99	13,67	63,2
Diş CeramageU200	12	15,23	44,82	23,31	9,55	21,05
DişCeramageUlt	16	37,83	88,02	61,01	15,04	57,4
KompozitCeramage U200	12	38,38	95	68,61	21,02	68,3
KompozitCeramageUlt	12	56,63	104,97	76,87	15,01	73,88
Kompozit Lava U200	12	15,2	50,87	32,98	9,88	33,07
KompozitLava Ult	12	21,41	54,82	38,64	11,24	38,49

Mann Whitney-U

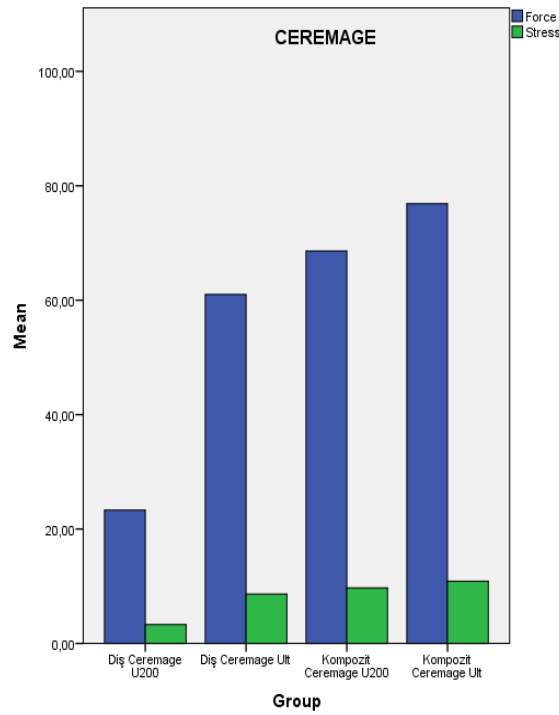
Tablo 4-3 Stres Dayanım Test Sonuçları

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Dev.	Median
Diş Tescera U200	12	1,88	7,47	4,81	1,63	5,35
Diş TesceraUlt	14	1,57	15,28	8,05	3,68	8,05
DişGradiaUlt	14	3,66	12,39	6,98	2,33	6,77
Diş Gradia U200	14	1,3	5,79	3,62	1,23	4,07
KompozitTesceraUlt	13	9,52	19,03	13,17	2,45	12,93
Diş Lava U200	12	0,85	4,35	3,02	1,34	3,51
Diş LavaUlt	13	3,19	13,99	5,69	2,85	5,09
KompozitTesceraU200	13	10,04	15,74	12,56	1,84	12,15
KompozitGradia U200	14	6,12	10,9	8,21	1,37	7,85
KompozitGradiaUlt	14	5,66	11,74	8,63	1,93	8,94
Diş Ceramage U200	12	2,16	6,34	3,3	1,35	2,98
Diş CeramageUlt	16	5,35	12,45	8,63	2,13	8,12
KompozitCeramageU200	12	5,43	13,44	9,71	2,97	9,66
KompozitCeramageUlt	12	8,01	14,85	10,88	2,12	10,45
Kompozit Lava U200	12	2,15	7,2	4,67	1,4	4,68
Kompozit Lava Ult	12	3,03	7,76	5,47	1,59	5,44

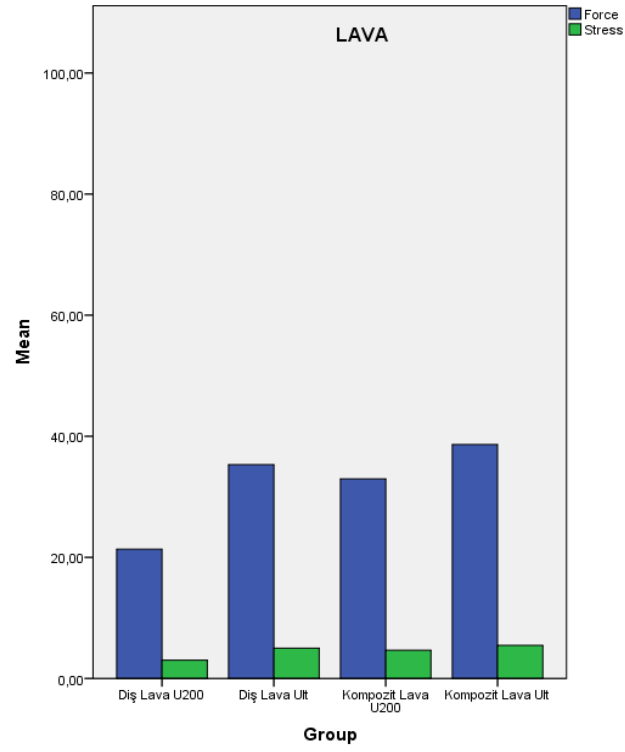
Mann Whitney-U



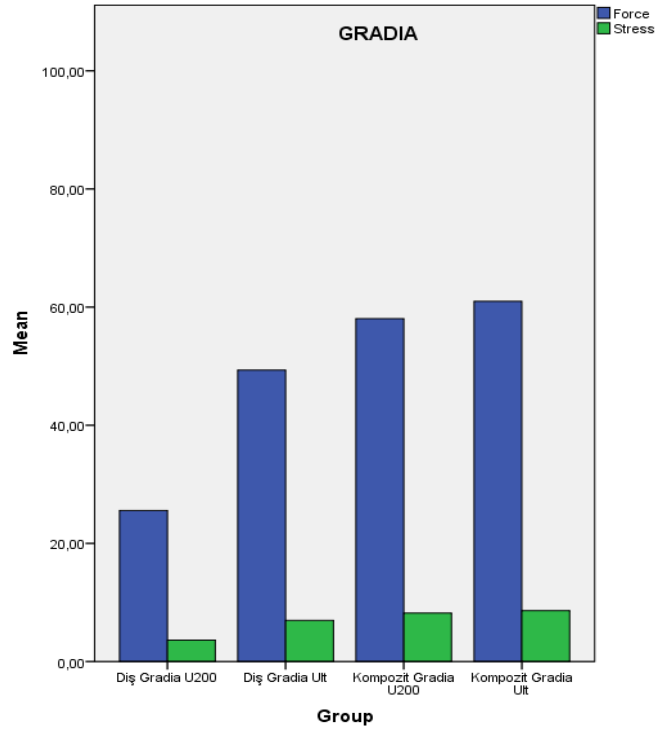
Şekil 4-1: Çalışmamızda Kullanılan Tesera İndirekt Kompozitlerin Basma ve Sıkıştırma Dayanımı Sonuçlarının Dağılımları



Şekil 4-2: Çalışmamızda Kullanılan Ceremage İndirekt Kompozitlerinin Basma Ve Sıkıştırma Dayanımı Sonuçlarının Dağılımları



Şekil 4-3: Çalışmamızda Kullanılan Lava Ultimate CAD-CAM Kompozit Bloktan Elde Ettiğimiz Örneklerin Basma Ve Sıkıştırma Dayanımı Sonuçlarının Dağılımları



Şekil 4-4 Çalışmamızda Kullanılan Gradia İndirekt Kompozitlerinin Basma Ve Sıkıştırma Dayanımı Sonuçlarının Dağılımları

Tablo 4-4 Farklı Tip Adeziv Siman Uygulanan Diş ve Kompozit Z250 Gruplarının İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması

	Force	Stress
	p	P
Diş - Tescera (U200 - Ult)	0,005*	0,005*
Diş - Ceramag (U200-Ult)	0,001**	0,001**
Diş - Gradia (U200-Ult)	0,001**	0,001**
Diş - Lava (U200-Ult)	0,003*	0,003*
Kompozit - Tescera (U200 - Ult)	0,650	0,650
Kompozit - Ceramag (U200-Ult)	0,443	0,443
Kompozit - Gradia (U200-Ult)	0,541	0,541
Kompozit - Lava (U200-Ult)	0,266	0,266

Mann Whitney-U

*($p \leq 0,05$)

**($p \leq 0,001$)

4.2. Farklı Tip Adeziv Siman Uygulanan Diş ve Kompozit Z250 Gruplarının İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması

Diş ile Tescera Rely X U 200 ve diş ile Tescera Rely X Ultimate Clicker arasında, force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p \leq 0,05$) (Tablo 4-4). Diş ile Ceramag Rely X U 200 ve diş ile Ceramag Rely X Ultimate Clicker arasında, force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p \leq 0,001$) (Tablo 4-4). Diş ile Gradia Rely X U 200 ve diş ile Gradia Rely X Ultimate Clicker, force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p \leq 0,001$) (Tablo 4-4). Diş ile Lava Rely X U 200 ve diş ile Lava Rely X Ultimate Clicker force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p \leq 0,05$) (Tablo 4-4). Kompozit Z250 ile Tescera Rely X U 200 ve kompozit Z250 ile Tescera Rely X Ultimate Clicker grupları arasında, Force ve Stress ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4-4). Kompozit Z250 ile Ceramag, Rely X U 200 ve kompozit Z250 ile Ceramag Rely X Ultimate Clicker grupları arasında, Force ve Stress ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4-4). Kompozit Z250 ile Gradia, Rely X U 200 ve kompozit Z250 ile Gradia Rely X Ultimate Clicker grupları arasında, Force ve Stress ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4-4). Kompozit Z250 ile Lava, Rely X U 200 ve

kompozit Z250 ile Lava Rely X Ultimate Clicker grupları arasında, Force ve Stress ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-4).

Tablo 4-5 Diş Gruplarına ve Kompozit Z250 Gruplarına Simante edilen İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması

	Force	Stress
	p	P
Diş Tescera U200 – Kompozit Tescera U200	0,001**	0,001**
Diş TesceraUlt – Kompozit TesceraUlt	0,884	0,884
Diş Ceramage U200 – Kompozit Ceramage U200	0,001**	0,001**
Diş CeramageUlt – Kompozit CeramageUlt	0,178	0,178
Diş Gradia U200 – Kompozit Gradia U200	0,198	0,198
Diş GradiaUlt – Kompozit GradiaUlt	0,251	0,260
Diş Lava U200 - Kompozit LavaU200	0,011**	0,011**
Diş Lava Ult – Kompozit Lava Ult	0,017**	0,017**
Mann Whitney-U	*($p\leq 0,05$)	**($p\leq 0,001$)

4.3. Diş Gruplarına ve Kompozit Z250 Gruplarına Simante edilen İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması

Diş ile Tescera Rely X U 200 ve Kompozit Z250 ile Tescera Rely X U 200 materyalleri arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p\leq 0,001$) (Tablo 4-5). Diş ile Tescera Rely X Ultimate Clicker ve Kompozit Z250 ile Tescera Rely X Ultimate Clicker materyalleri arasında Force ve Stress ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-5). Diş ile Ceramage Rely X U 200 ve Kompozit Z250 ile Ceramage Rely X U 200 materyalleri arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p\leq 0,001$) (Tablo 4-5). Diş ile Ceramage Rely X Ultimate Clicker ve Kompozit Z250 ile Ceramage Rely X Ultimate Clicker materyalleri arasında Force ve Stress ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-5). Diş ile Gradia Rely X U 200 ve Kompozit Z250 ile Gradia Rely X U 200 materyalleri arasında Force ve Stress ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-5). Diş ile Gradia Rely X Ultimate Clicker ve Kompozit Z250 ile Gradia Rely X Ultimate Clicker materyalleri arasında Force ve Stress ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark

gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-5). Diş ile Lava Rely X U 200 ve Kompozit Z250 ile Lava Rely X U 200 materyalleri arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p\leq 0,05$) (Tablo 4-5). Diş ile Lava Rely X Ultimate Clicker ve Kompozit Z250 ile Lava Rely X Ultimate Clicker materyalleri arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p\leq 0,05$) (Tablo 4-5).

Tablo 4-6 Diş Gruplarına Simante Edilen Farklı İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında Karşılaştırılması

	Force	Stress
	p	P
Diş Tescera U200- Diş Gradia U200	0,035*	0,035*
Diş Tescera U200- Diş Lava U200	0,009*	0,009*
Diş Tescera U200- Diş Ceramage U200	0,094	0,094
Diş Lava U200- Diş Gradia U200	0,354	0,354
Diş Ceramage U200- Diş Gradia U200	0,258	0,258
Diş Ceramage U200- Diş Lava U200	0,862	0,862
Diş TesceraUlt- Diş GradiaUlt	0,198	0,198
Diş TesceraUlt- Diş Lava Ult	0,012*	0,012*
Diş TesceraUlt- Diş CeramageUlt	0,771	0,771
Diş Lava Ult- Diş GradiaUlt	0,014*	0,014*
Diş CeramageUlt- Diş GradiaUlt	0,042*	0,042*
Diş CeramageUlt- Diş LavaUlt	0.001**	0.001**

Mann Whitney-U

*($p\leq 0,05$)

**($p\leq 0,001$)

4.4. Diş Gruplarına Simante Edilen Farklı İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında Karşılaştırılması

Diş ile Tescera Rely X U 200 ve diş ile Gradia Rely X U 200 arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p\leq 0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Tesera Rely X U 200 ve diş ile Lava Rely X U 200 arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p\leq 0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Tesera Rely X U 200 ve diş ile Ceramage Rely X U 200 arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Lava Rely X U 200 ve diş ile Gradia Rely X U 200 arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Ceramage Rely X U 200 ve diş ile Gradia Rely X U 200

arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Ceremage Rely X U 200 ve diş ile Lava Rely X U 200 arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Tesera Rely X Ultimate Clicker ve diş ile Gradia Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Tesera Rely X Ultimate Clicker ve diş ile Lava Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p\leq 0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Tesera Rely X Ultimate Clicker ve diş ile Ceremage Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Lava Rely X Ultimate Clicker ve diş ile Gradia Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p\leq 0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Ceremage Rely X Ultimate Clicker ve diş ile Gradia Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p\leq 0,05$) (Tablo 4-6). Diş ile Ceremage Rely X Ultimate Clicker ve diş ile Lava Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p\leq 0,01$) (Tablo 4-6).

Tablo 4-7 Kompozit Z250 Gruplarına Simante Edilen Farklı İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında Karşılaştırılması

KompozitTescera U200- KompozitGradia U200	0.001**	0.001**
KompozitTescera U200- KompozitCeremage U200	0,024*	0,024*
KompozitTescera U200- Kompozit LavaU200	0.001**	0.001**
Kompozit Lava U200- Kompozit Gradia U200	0.001**	0.001**
KompozitCeremage U200- Kompozit Gradia U200	0.280	0.280
KompozitCeremage U200- Kompozit Lava U200	0.001**	0.001**
KompozitTesceraUlt- Kompozit GradiaUlt	0.001**	0.001**
KompozitTesceraUlt- Kompozit CeremageUlt	0,026*	0,026*
KompozitTesceraUlt- KompozitLavaUlt	0.001**	0.001**
Kompozit Lava Ult- Kompozit GradiaUlt	0,001**	0,001**
KompozitCeremageUlt- Kompozit GradiaUlt	0,018*	0,018*
KompozitCeremageUlt- Kompozit Lava Ult	0.001**	0.001**

Mann Whitney-U

*($p\leq 0,05$)

**($p\leq 0,001$)

4.5. Kompozit Z250 Gruplarınaa Simante Edilen Farklı İndirekt Kompozit Materyallerin Kendi Aralarında Karşılaştırılması

Kompozit Z250 ile Tesera Rely X U 200 ve kompozit Z250 ile Gradia Rely X U 200 arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p \leq 0,01$) (Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Tesera Rely X U 200 ve kompozit Z250 ile Ceremage Rely X U 200 arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p \leq 0,05$) (Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Tesera Rely X U 200 ve kompozit Z250 ile Lava Rely X U 200 arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p \leq 0,001$) (Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Lava Rely X U 200 ve kompozit Z250 ile Gradia Rely X U 200 arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p \leq 0,001$) (Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Ceremage Rely X U 200 ve kompozit Z250 ile Gradia Rely X U 200 arasında Force ve stress ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Ceremage Rely X U 200 ve Kompozit Z250 ile Lava Rely X U 200 arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p \leq 0,001$) (Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Tesera Rely X Ultimate Clicker ve kompozit Z250 ile Gradia Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p \leq 0,001$) (Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Tesera Rely X Ultimate Clicker ve kompozit Z250 ile Ceremage Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p \leq 0,05$) (Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Tesera Rely X Ultimate Clicker ve kompozit Z250 ile Lava Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p \leq 0,001$) (Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Lava Rely X Ultimate Clicker ve kompozit Z250 ile Gradia Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p \leq 0,01$) (Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Ceremage Rely X Ultimate Clicker ve kompozit Z250 ile Gradia Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p \leq 0,05$)

(Tablo 4-7). Kompozit Z250 ile Ceremage Rely X Ultimate Clicker ve kompozit Z250 ile Lava Rely X Ultimate Clicker arasında Force ve stress sonuçları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark vardır ($p \leq 0,001$) (Tablo 4-7).

Tablo 4-8 Kırılma Tiplerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

	Diş		Kompozit			
	Sayı	%	Sayı	%		p
Adeziv	78	66,7%	39	33,3%	117	
Koheziv	7	20,6%	27	79,4%	34	0,001
Mix	20	33,3%	40	66,7%	60	
	105	49,8%	106	50,2%	211	

4.6. Kırılma Tiplerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

İstatistiksel analizde Ki-kare testi kullanılarak bütün grupların kopma tipleri tüm varyansları göz önüne alınarak karşılaştırmalar yapılmıştır. Çalışmamızda makaslama testi uygulanmış olan gruplarda meydana gelen kırılma tipleri ile dağılım sonuçları Tablo 4-8’de gösterilmiştir. Kırılma tipleri inceleme sonucunda en çok Z250 mikrohibrit kompozit gruplarda gruplarında koheziv (% 79,4) kopmalar meydana gelmiştir. Daha sonrasında da diş gruplarında adeziv (% 66,7) kopmalar meydana gelmiştir. Buna takiben Z250 mikrohibrit kompozit gruplarında mix (% 66,7), Z250 mikrohibrit kompozit gruplarında adeziv kırılma (% 33,3) ve diş gruplarında mix (% 33,3) yine diş gruplarında koheziv (% 20,6) kopmalar tespit edilerek istatistiksel analizleri yapılmıştır. Diş Grupları ve Z250 mikrohibrit kompozit gruplarda kırılma tip arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p < 0,001$) (Tablo 4-8).

Tablo 4-9 Kırılma Tiplerinde Diş Grubunun Yüzdesel Dağılımı

Diş		
Adeziv	78	74,3 %
Koheziv	7	6,67 %
Miks	20	19 %

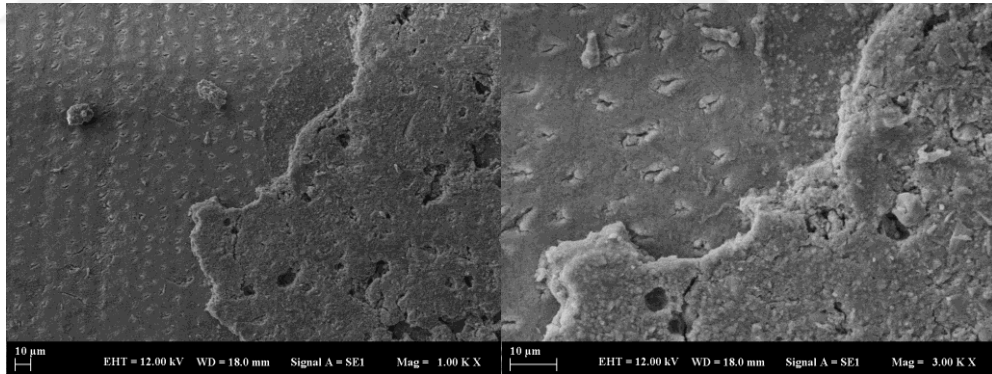
Tablo 4-10 Kırılma Tiplerinde Kompozit Grubunun Yüzdesel Dağılımı

Kompozit		
Adeziv	39	36,8 %
Koheziv	27	25,5 %
Miks	40	37,7 %

4.7. SEM Görüntü Analizleri

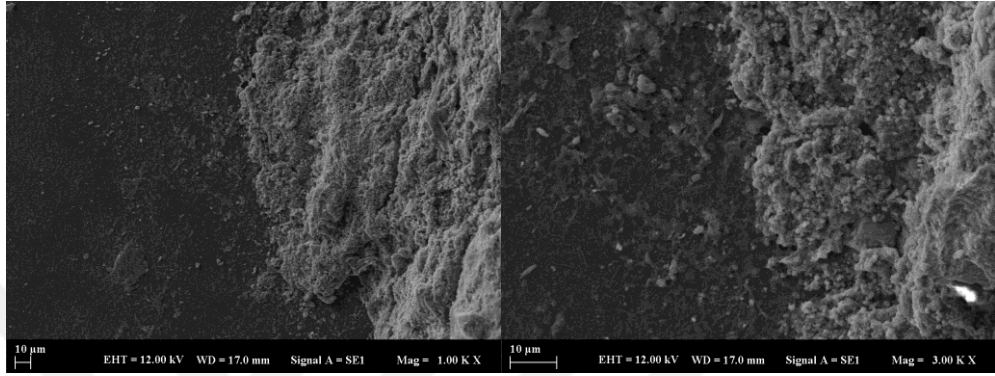
Shear testine tabi tutulan örneklerin SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) altında X100k ve X300k büyütmelerde incelenmesi sonucu elde edilen görüntülere göre;

Diş üzerine RelyX U200 ile yapıştırılan Gradia örneklerinde, bağlanma arayüzünde adeziv kopma, RelyX U200'e ait reçine kalıntıları ve dentin tübülleri Şekil 4-5'de izlenebilmektedir. (Şekil 4-5)



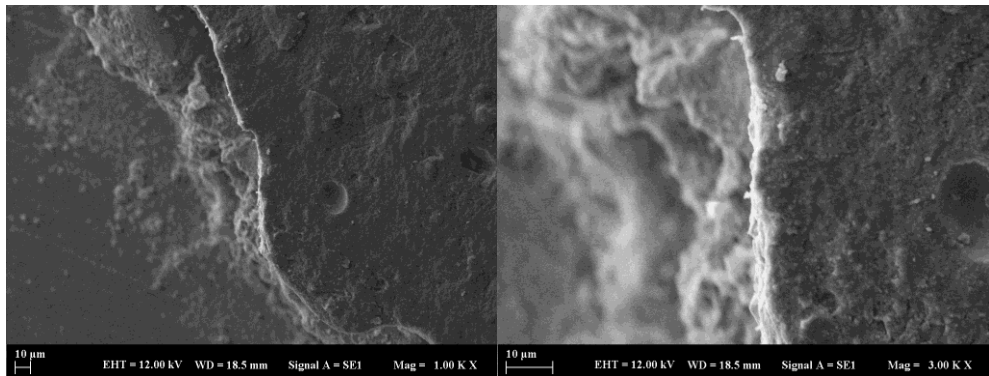
Şekil 4-5: Diş üzerine RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapında Gradia Örneklerin Bağlanma Yüzeyinde Adeziv Tip Kopmanın x100k ve x 300k Büyütmelerde SEM Görüntüsü

Z250 kompozit üzerine Rely X Ultimate Clicker ile yapıştırılan Gradia örneklerinde, bağlanma ara yüzünde mix kopma, reçine siman ve Gradia indirekt kompoziti kalıntıları Şekil 4-6’da izlenebilmektedir. (Şekil 4-6)



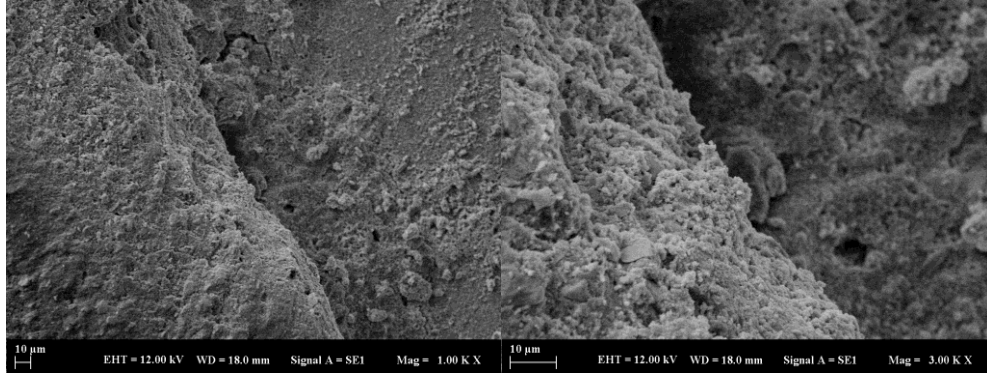
Şekil 4-6: Z250 kompozit'e RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Gradia Örneklerin Bağlanma Yüzeyinde Meydana Gelen Miks Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Z250 kompozit üzerine RelyX U200 ile yapıştırılan Gradia örneklerinde, bağlanma ara yüzünde koheziv kopma meydana geldiği Şekil 4-7’de izlenebilmektedir. (Şekil 4-7)



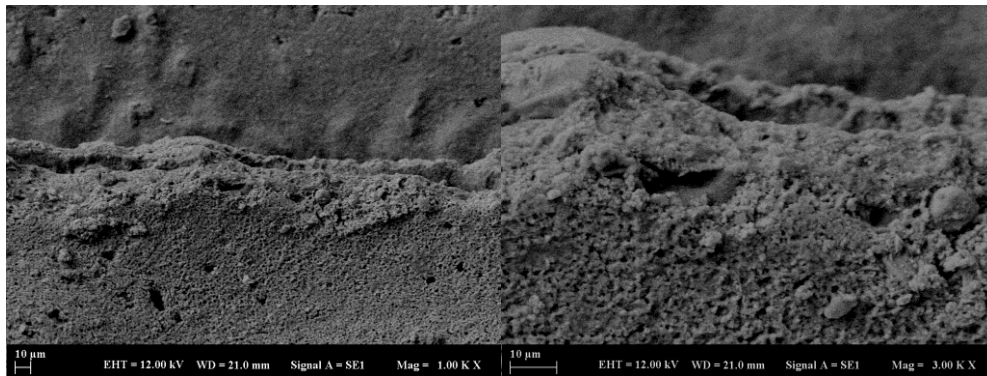
Şekil 4-7: Z250 kompozit'e RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Gradia Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Koheziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Diş üzerine RelyX Ultimate Clicker ile yapıştırılan Gradia indirekt kompozit örneklerinde, bağlanma ara yüzünde miks tipte kopma meydana geldiği, ara yüzde reçine siman ve Gradia kalıntıları mevcut olduğu Şekil 4-8’de izlenebilmektedir. (Şekil 4-8)



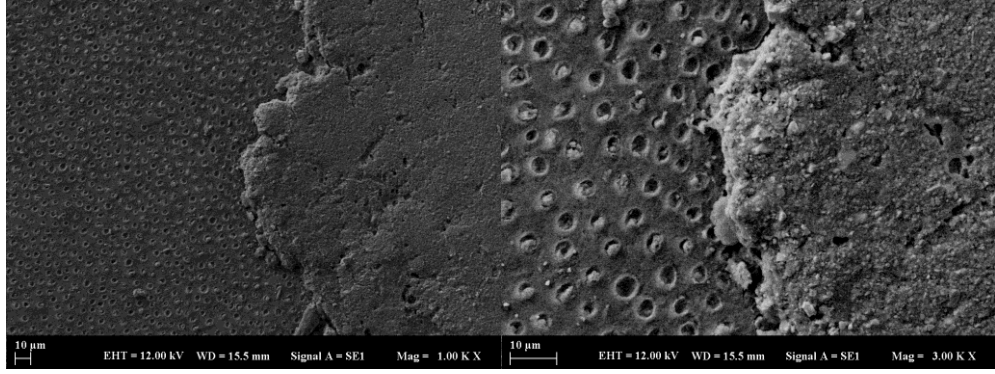
Şekil 4-8:Diş üzerine RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Gradia Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Miks Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Diş üzerine RelyX Ultimate Clicker ile yapıştırılan Ceramage indirekt kompozit örneklerinde, bağlanma ara yüzünde miks tipte kopma meydana geldiği, ara yüzde reçine siman ve Ceramage kalıntıları mevcut olduğu, belirgin olmamakla birlikte dentin tübüllerinin izlenebildiği Şekil 4-9’da belirtilmektedir. (Şekil 4-9)



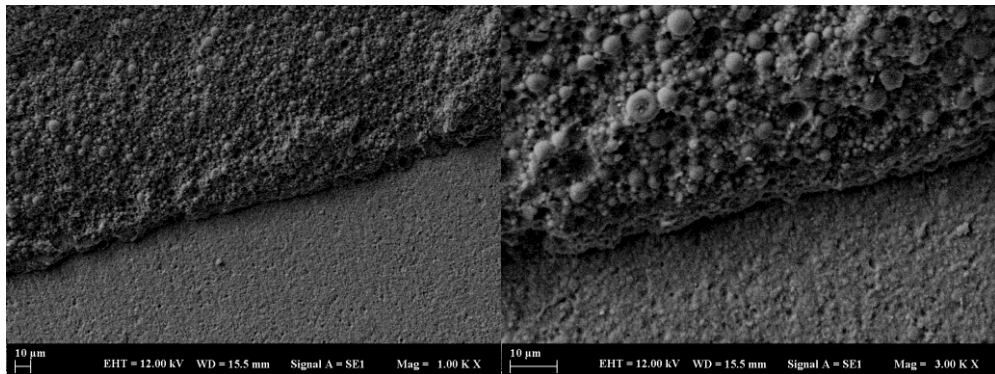
Şekil 4-9: Diş üzerine RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapında Ceramage Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Miks Tip Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Diş üzerine RelyX U200 ile yapıştırılan Ceramage indirekt kompozit örneklerinde, bağlanma ara yüzünde adeziv tipte kopma meydana geldiği Şekil 4-10'de belirtilmektedir. (Şekil 4-10)



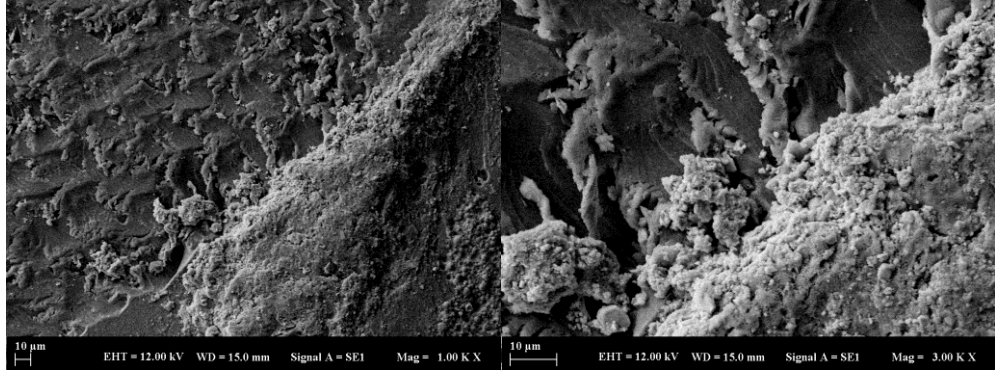
Şekil 4-10: Diş üzerine RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapında Ceramage Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Z250 kompozit üzerine RelyX Ultimate Clicker ile yapıştırılan Ceramage indirekt kompozit örneklerinde, bağlanma ara yüzünde koheziv tipte kopma meydana geldiği Şekil 4-11'de gözlenmektedir. (Şekil 4-11)



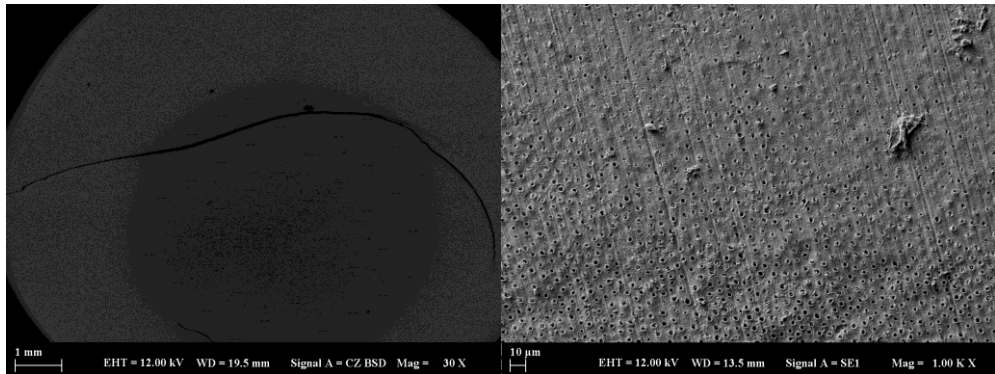
Şekil 4-11: Z250 kompozit'e RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapında Ceramage Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Koheziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Z250 kompozit üzerine RelyX U200 ile yapıştırılan Ceramage indirekt kompozit örneklerinde, bağlanma ara yüzünde miks tipte kopma meydana geldiği, ara yüzde reçine siman ve Ceramage indirekt kompozit kalıntıları Şekil 4-12’de gözlenmektedir. (Şekil 4-12)



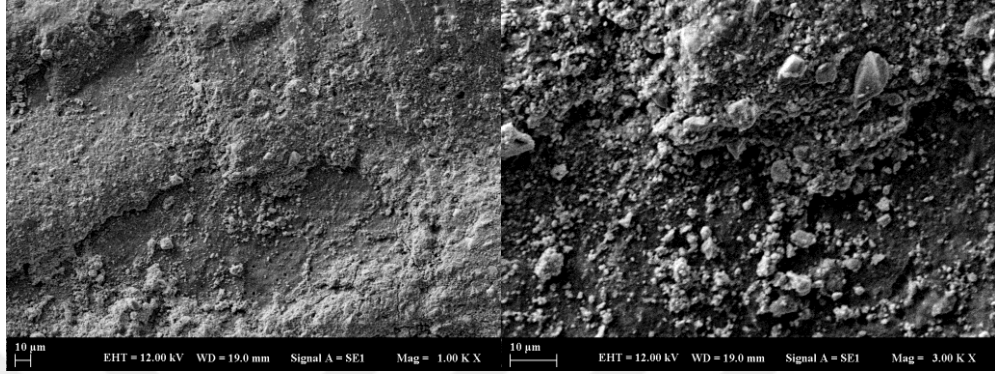
Şekil 4-12: Z250 kompozit'e RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapında Ceramage Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Miks Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Diş üzerine RelyX U200 ile yapıştırılan Tescera indirekt kompozit örneklerinde, bağlanma ara yüzünde adeziv tipte kopma meydana geldiği, ara yüzde reçine siman mevcut olduğu, belirgin olmamakla birlikte dentin tübüllerinin izlenebildiği Şekil 4-13’da belirtilmektedir. (Şekil 4-13)



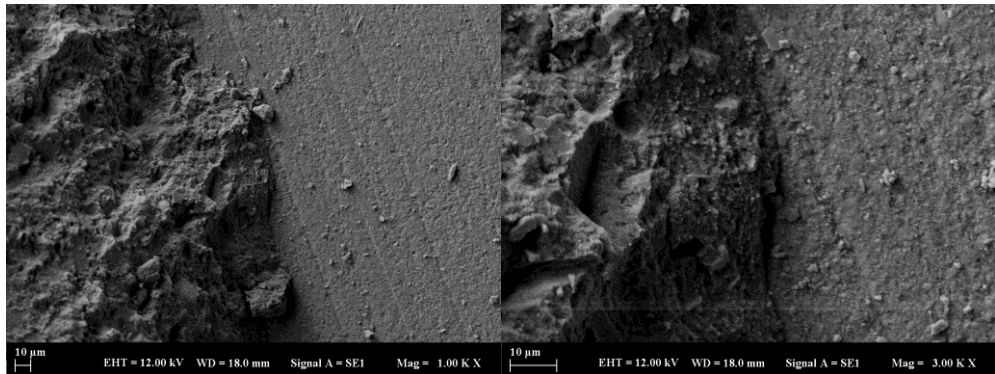
Şekil 4-13 Diş üzerine RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapında Tescera İndirekt Kompozit Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Diş üzerine RelyX Ultimate Clicker ile yapıştırılan Tescera indirekt kompozit örneklerinde, bağlanma ara yüzünde adeziv tipte kopma meydana geldiği, reçine siman kalıntıları gözleendiği Şekil 4-14’de belirtilmektedir. (Şekil 4-14)



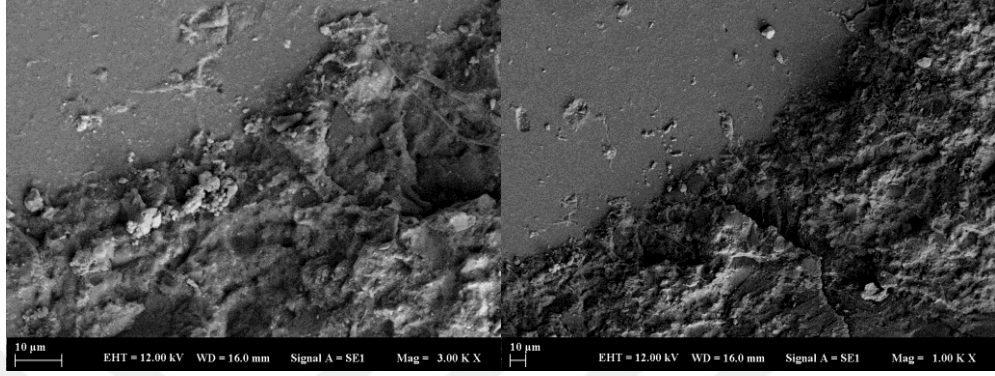
Şekil 4-14: Diş üzerine Rely X Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Tescera İndirekt Kompozit Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Z250 kompozit üzerine RelyX U200 ile yapıştırılan Tescera indirekt kompozit örneklerinde, bağlanma ara yüzünde koheziv tipte kopma meydana geldiği Şekil 4-15’de izlenebilmektedir. (Şekil 4-15)



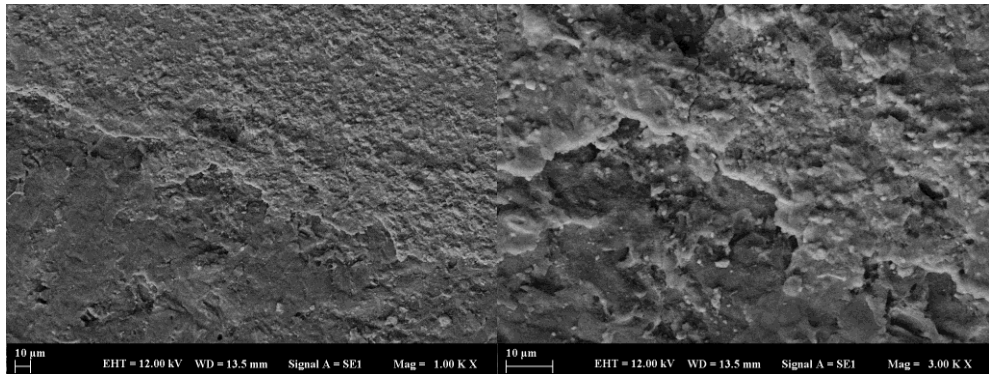
Şekil 4-15: Z250 kompozit'e RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Tescera İndirekt Kompozit Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Koheziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Z250 kompozit üzerine RelyX Ultimate Clicker ile yapıştırılan Tescera indirekt kompozit örneklerinde, bağlanma ara yüzünde miks tipte kopma meydana geldiği, ara yüzde reçine siman ve Tescera indirekt kompozit kalıntıları mevcut olduğu Şekil 4-16'da gözlenmektedir. (Şekil 4-16)



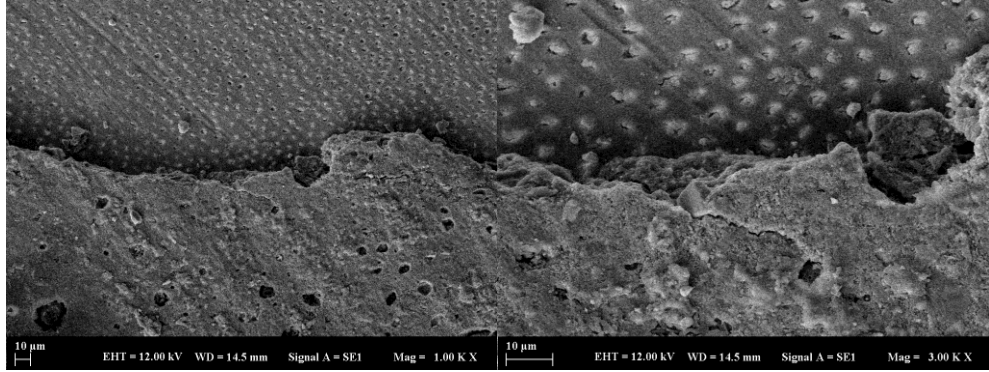
Şekil 4-16: Z250 kompozit'e RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Tescera İndirekt Kompozit Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Miks Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Diş üzerine RelyX Ultimate Clicker ile yapıştırılan Lava Ultimate örneklerinde, bağlanma ara yüzünde adeziv kopma, RelyX Ultimate Clicker'a ait reçine kalıntıları ve çok belirgin olmamakla beraber dentin tübülleri Şekil 4-17'de izlenebilmektedir. (Şekil 4-17)



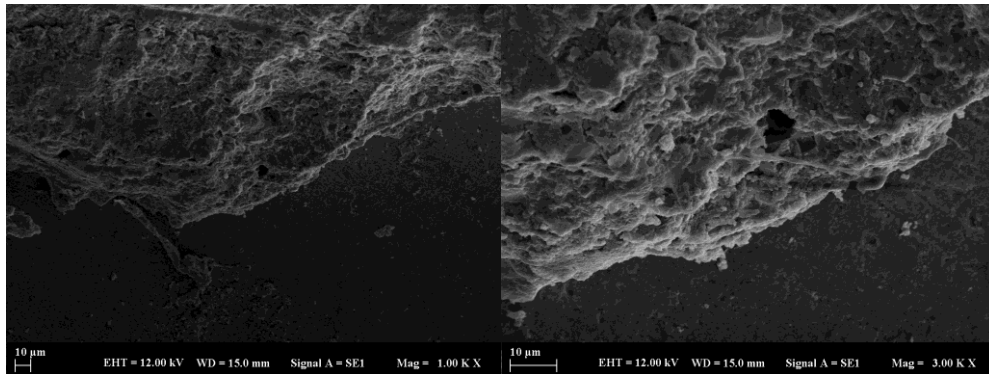
Şekil 4-17: Diş üzerine RelyX Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Lava Ultimate Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Diş üzerine RelyX U200 ile yapıştırılan Lava Ultimate CAD-CAM indirekt kompozit örneklerinde, bağlanma ara yüzünde adeziv tipte kopma meydana geldiği Şekil 4-18’de gözlenmektedir. (Şekil 4-18)



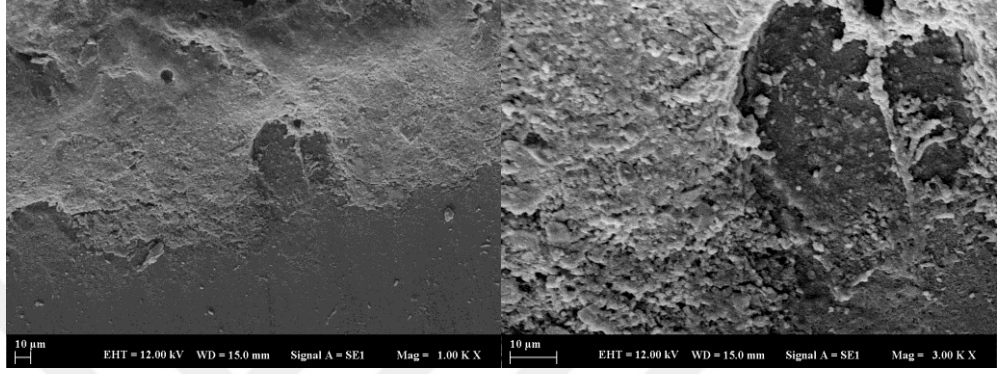
Şekil 4-18: Diş üzerine Rely X U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Lava Ultimate Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Z250 kompozit üzerine RelyX U200 ile yapıştırılan Lava Ultimate CAD-CAM örneklerinde, bağlanma ara yüzünde mix kopma, reçine siman ve Lava Ultimate CAD-CAM kalıntıları Şekil 4-19’da izlenebilmektedir. (Şekil 4-19)



Şekil 4-19: Z250 kompozit'e RelyX U200 İle Yapıştırılan 3mm Çapındaki Lava Ultimate Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Miks Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerdeki SEM Görüntüsü

Z250 kompoziti üzerine RelyX Ultimate Clicker ile yapıştırılan Lava Ultimate CAD-CAM örneklerinin bağlanma ara yüzünde adeziv kopma, reçine siman ve kalıntıları Şekil 4-20’da izlenebilmektedir. (Şekil 4-20)



Şekil 4-20: Z250'ye Rely X Ultimate Clicker İle Yapıştırılan 3mm Çapında Lava Ultimate Örneklerinin Bağlanma Yüzeyindeki Adeziv Tipteki Kopmanın x100k ve x300k Büyütmelerde SEM Görüntüsü

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, CAD-CAM tekniğinin kullanıldığı Lava Ultimate ve geleneksel yöntemlerin kullanıldığı Tescera, Gradia ve Ceramage reçine indirekt kompozitler ile üretilen blokların farklı adeziv simanlar kullanılarak diş yüzeyi ve marjinal kenar yükseltmesini taklit eden mikrohibrit Z250 reçine kompozit yüzeyine yapıştırılması ve bu materyallerin klinik başarılarının *in-vitro* olarak karşılaştırılması planlanmıştır.

Bizim çalışmamızda farklı polimerizasyon teknikleri olan ve içerikleri birbirinden farklı 3 adet seromer materyal kullanılmıştır (Şekil 3-27)(Şekil 3-30)(Şekil 3-33). Seromerler, seramik, kompozit reçineler ve altın alaşımlarının avantajlarının birleştirilmesi amacıyla geliştirilmiş olan indirekt restoratif materyallerdir (Duke 1999; Trushkowsky 1997). Seramik polimer yapılı materyaller geleneksel kompozit reçinelerden daha yüksek aşınma direncine sahip olan ve mikro cam kristaller içeren, ışıqla polimerize olabilen materyallerdir. Doldurucu olarak matriks ile güçlü kovalent bağlar oluşturabilmeleri ve dayanıklılık miktarlarını artırmak için genellikle silanol grubu içeren silandioksit (SiO_2) ve baryum alüminyum silikat camları kullanılmaktadır. İnorganik doldurucular ise bazı materyallerde mikrocamlar ve seramik parçacıklar, bazı materyallerde ise fiber parçacıklar olarak kullanılmaktadır. Bizim kullandığımız indirekt kompozit materyallerden Gradia Indirect % 75, Ceramage % 73, Tescera ATL ise % 85 oranında değişen mikrocamlar ve seramik doldurucu oranına sahiptir. Lava ultimate(Şekil 3-20) ise % 80 oranında nanoseramik kompozit kompleksleri, silika ve zirkon, sermik doldurucu parçacık oranına sahiptir (Trushkowsky 1997).

Günümüzde minimal invaziv teknikler daha fazla ön plana çıkmış olup, bu konuda araştırmalar ve çalışmalar hala devam etmektedir. Dişin sağlam dokularının korunması amacıyla yapılan restorasyonlarda direkt, semidirekt ve indirekt teknikler yaygınlaşırken estetik, yapısal ve fonksiyonel olarak en iyi materyale ulaşma adına araştırmalar yapılmaktadır. Restoratif tedavide ağız içinde uygulanan ilk estetik dolgu materyali İngiltere’de 1878 yılında Fletcher tarafından geliştirilmiştir. Yaklaşık 25 yıl sonra Steenback ve Ashor 1903 yılında silikat simanları üretmiş ve bu materyaller kullanılmaya başlanmıştır. Antikaryojenik olması nedeniyle çürük aktivitesi ve çürük riski yüksek bireylerde kullanımı önerilmesine rağmen, dayanıklılıklarının az olması,

kırılgan olmaları ve pulpanın nekroze olmasına sebep olması gibi zararlı etkileri bulunması nedeniyle kullanımı yaygınlaşmamıştır. Günümüzde de diş hekimlerince tercih edilmemektedir (Dayangaç 2000; Garg ve Garg 2010). 1930 yılında Alman bilim adamları tarafından metakrilat keşfedilmiş fakat II. Dünya Savaşı nedeniyle 1940'ların sonuna doğru ancak kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde akrilik reçineler yaygın olarak kullanılsa da yüksek polimerizasyon büzülmesi, renk stabilite ve kenar uyumlarının diş ile uyumsuz olması, yüksek termal genleşme katsayısı ve diş sert dokularına bağlanma adezyonunun zayıf olması gibi birçok dezavantaja sahiptir. Bu nedenle ideal materyale ulaşılamamış ve araştırmalar devam etmiştir (Dayangaç 2000; Garg ve Garg 2010; Albers 2002). 1950'li yıllarda akrilik reçine içerisine alüminosilikat cam inorganik doldurucular eklenerek, doldurucuların üzerleri de silan veya polimerle kaplanarak polimerizasyon büzülmesi önlenmeye çalışılmıştır (Sakaguchi ve Powers 2012; Albers 2002). Akrilik reçinenin fiziksel özelliklerini geliştirme yönünde yapılan çalışmalar halen devam etmektedir.

Dr. Rafeel Bowen 1962 yılında epoksi reçineler içinde epoksi yerine metakrilat gruplarını kullanarak Bis-GMA'yı geliştirmiştir. Reçinenin silika partikülleri ile güçlendirilmesi de oldukça büyük değişikliklere yol açmıştır (Willems ve ark. 1993). Günümüze kadar kompozit reçinelerin monomer ve doldurucu partiküllerinde birçok değişim yapılmış ve hala yapılmaya devam etmektedir. Geliştirildikleri ilk yıllarda sadece kimyasal yolla polimerize olabilen kompozit reçineler gelişen teknolojiyle beraber ultraviyole ışıkla, daha sonra da görünür ışıkla polimerize olabilen yapılara dönüştürülmüşlerdir (Arıkan 2005; Dayangaç 2000; Anusavice ve ark. 2013; Garg ve Garg 2010).

Diş hekimliğinde kullanılan reçine kompozitler çeşitli sınıflandırmalarla gruplandırılmıştır. İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarına göre Lutz ve Phillips tarafından sınıflandırmalar yapılmıştır. Lutz ve Phillips kompozit reçineleri, inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre megafil (50-100 μm), makrofil (10-100 μm), midifil (1-10 μm), minifil (0,1-1 μm), mikrofil (0,01-0,1 μm), hibrit (0,04-1 μm) ve nanofil (0,005-0,01 μm) olarak sınıflandırmıştır (Phillips ve Lutz 1983).

Polimerizasyon yöntemlerine göre ise, kimyasal olarak polimerize olan, ışıkla polimerize olan ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan (dual-cure) kompozitler olarak isimlendirilmiştir (Phillips ve Lutz 1983). Viskozitelerine göre normal kullanımı

bulunan kompozitlere ilave olarak kondanse olabilen kompozitler ve akışkan kompozit reçineler bulunmaktadır. Bu sınıflandırmalar günümüzde de kullanılmaktadır.

İdeal materyal arayışında devam eden araştırmalar, tekniklerin gelişmesiyle ve teknolojinin gelişmesiyle beraber farklı alanlara da yönelmiştir. Ağız içi kavitelere restorasyon uygulamaları sadece hasta ağzında çalıştığımız direkt tekniklerle yapılabildiği gibi, hem hasta ağzında, hem de laboratuvarında çalıştığımız semidirekt teknikle veya hasta ağzından ölçü alınarak tüm işlemlerin laboratuvar ortamında bitirildiği indirekt teknikle de uygulanmaktadır. Özellikle indirekt teknikler için geliştirilen materyallerde polimerizasyon büzülmesinin minimuma indirgenmesi, estetik ve fonksiyonel özelliklerinin optimum hale getirilmesi amaçlanmıştır (Larson 2015; Chauhan ve ark. 2015; D’Arcangelo ve ark. 2016).

İndirekt teknik ile uygulanan üç restorasyon tipi olmakla beraber, kavite şekline göre inley, onley ve overley olarak isimlendirilmişlerdir (Shillingburg ve ark. 1997; Erdemir 2020). İnley, sınırları fissürün en alçak noktası ile tüberkül tepesi mesafenin üçte birini kapsayan, tüberkül tepesinin restorasyona dahil olmadığı restorasyon şeklidir. Onley, kavite sınırları fissür ile tüberkül tepesi mesafenin üçte birinden daha fazla alanı kapsar. Overleyler ise birden fazla tüberkülü kapsayabilen, kavite sınırlarının oklüzal yüzü aşarak bukkal veya palatinal yüzeylerden birine veya her ikisine de uzandığı restorasyon şeklidir. Sınıf I ve II kavitelere, genişliğin oklüzal yüzün yarısından fazla olduğu ve direkt kompozit uygulamanın kontrendike olduğu durumlarda inley restorasyonlar uygulanabilir. İnley, onley ve overley indirekt kompozit uygulamaları ise ağız hijyeni iyi olan hastalarda, gingival duvarın dişeti altında olduğu, uygulama süresinin kısıtlı olmadığı vakalarda ve amalgama karşı aşırı duyarlılık gösteren, ağızda farklı materyallerden yapılmış restorasyonların varlığı nedeniyle galvanik akım oluşabilecek hastalarda uygulanabilirler. Overley yapılan dişlerde madde kaybı çok fazla olduğundan, taşıyıcı tüberkül üzerinde bir basamak oluşturulur ve burada bulunan madde kalınlığı artırılarak çiğneme kuvvetleri ve parafonksiyonel kuvvetler nedeniyle oluşacak aşınma ve kırılma önlenmektedir. İndirekt restorasyonlar çiğneme kuvvetlerini eşit şekilde dağıtarak kırılmaya karşı direkt kompozit restorasyonlara göre daha iyi bir direnç oluştururlar. Fakat kompozit restorasyon materyalleri indirekt restorasyon materyallerine göre daha düşük elastisite modülüne sahip oldukları için yapılan bazı çalışmalarda kompozit restorasyonlarla

restore edilen dişlerin seramiklerle restore edilen dişlere göre oklüzal kuvvetlere karşı daha yüksek direnç gösterdikleri saptanmıştır (Erdemir 2021).

İndirekt restorasyonlar için polimerizasyon büzülmesi sadece adezyon sistemiyle sınırlı olduğundan marjinal uyumu ve kontakları çok daha iyi olan restorasyonlar yapılması mümkün olmaktadır (Alharbi ve ark. 2014). Bunun için geleneksel kompozit reçineler kullanılmakla beraber, gelişen teknolojiden faydalanarak günümüzde diş hekimlerinin iş yükünü oldukça kolaylaştıran CAD/CAM sistemlerle de restoratif materyaller tasarlanıp kullanılmaktadır.

CAD/CAM, optik okuyucularla intraoral bölgede görüntüleme olanağı sağlayan bir teknolojidir. Bu teknik 1977 yılında ABD’den Bruce Altschuler tarafından bulunmuştur. 1980’lerde ise restoratif diş hekimliğinde kullanımı başlamıştır (Liu 2005). Diş hekimliği alanında CAD/CAM kullanımı günden güne yaygınlaşmakla beraber, amaç geliştirilen seramik ve kompozit bloklar ile uzun dönem klinik başarı elde etmektir. Sisteme bağlı hassas bir freze makinesi bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak kompozit, metal veya seramik bloklardan kronlar, köprüler, protez alt yapıları ve inley, onley, overley restorasyonlar üretilmektedir (Heffernan ve ark. 2002). Fiziksel, biyolojik, yapısal ve estetik özellikleri birçok avantaj sağlamakla beraber, daha estetik ve biyolojik özelliklere sahip uzun süreli restorasyonlar yapılabilmektedir. Özellikle brüksizm sorunu olan hastalarda, karşı dişte daha az aşınmaya neden olan ve çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe edebilen bu materyaller kullanılarak inley, onley, overlay ve tek diş kron restorasyonlar da hazırlanabilir.

Son 20 yılda CAD/CAM kullanım alanları oldukça artmış ve oluşan popülerite ile beraber alümina ve zirkon polikristalleri de kullanılmaya başlanmıştır (Griggs 2007). 1984’ten itibaren Cerec, Celay, Duret, Cercon, Cicero, Procera, Lava gibi CAD/CAM sistemler geliştirilmiştir. Bilgisayar teknolojisi sayesinde, diş hekimliğinde seramik altyapı hazırlanması veya indirekt restorasyonların hazırlanması mükemmele yakın dereceye gelmiştir (Denissen ve ark. 2000). Gwon ve ark. 2019 yılında CAD/CAM sistem ile çeşitli dental kompozit reçineler arasındaki karakteristik özelliklerini araştırma yapmışlardır. Çalışmada monolitik zirkon, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM bloklar kullanılmış olup, karşılarında da bir adet nanofil, iki adet mikrohibrit ve bir adet nanohibrit kompozit kullanılmıştır. Bu çalışmada termomekanik testler uygulanmış ve materyallerin madde kayıpları ölçülmüştür. Yapılan testler sonucunda zirkonyumun, lityum disilikat ile

güçlendirilmiş seramik bloktan, l s t ile g   lendirilmiş seramik bloktan ve kompozit reçinelerden çok daha az aşınma g   terdi i ve daha az hacimsel kayıp yaşadığı g   r lm   t r (Gwon ve ark. 2019).

Kompozit reçineler CAD/CAM sisteminin gelişmesi ile beraber frezlenebilir hale getirilene kadar pek çok araştırma yapılmıştır. Bu materyaller geçici restorasyonlar ve daimi sabit protezlerin üretimi amacıyla kullanılmıştır. Her geçen gün gelişen teknolojiyle beraber materyallerin avantajlarından yola çıkılarak Lava Ultimate (3M ESPE), Cerasmart (GC), Enamic (Vita), Tetric CAD (Ivoclar Vivadent) gibi yeni ve daha dayanıklı reçine esaslı ve bilgisayar sistemlerinde kullanılabilen restorasyon materyalleri üretilmiştir (  en ve Tuncelli 2017; Kunzelman ve ark. 2001). Reçine matriks içerisine yerleştirilen seramik partiküllerinden oluşan CAD-CAM kompozit materyalleri, ana yapıta larının içerisinde seramik veya kompozitin daha fazla olmasına göre reçine nano seramik ve hibrit seramik olarak iki grupta toplanır. İlk üretilen reçine nano seramik materyali Lava Ultimate olup, % 80 oranında nanoseramik kompozit kompleksleri, BisGMA, TEGDMA, silika ve zirkon doldurucu partiküller içermektedir. Bu nedenlerden    r , çalışmamızda da Lava Ultimate CAD-CAM materyali deney grubu olarak kullanılmıştır.

 ndirekt kompozitler ilk olarak 1980'li yıllarda Touati ve Mörmann tarafından geniş restorasyonlarda estetik yetersizlikleri önlemek amacıyla alternatif olarak üretilmiş materyallerdir. İlk olarak üretilen ve birinci jenerasyon olarak adlandırılan indirekt kompozit materyallerin klinik sonuçları yetersiz bulunmuştur. Bu nedenle doldurucu partikül oranları yükseltilip; 0,04-0,1  m çapında mikrohibrit kompozit partiküllerini de içeren ikinci jenerasyon materyaller üretilerek kullanıma sunulmu lardır.  ndirekt kompozitler estetik özelliklerinin yanı sıra pek çok avantaja da sahiptirler. Direkt kompozitlere göre daha düşük polimerizasyon b   lmesi g   stermekle beraber indirekt kompozit materyallerle ağız dışı ortamda  alı ıldı ı için polimerizasyon b   lmesinden kaynaklı oluşacak madde kayıpları da takip edilerek   nlenabilir. Bunun yanı sıra aşınma ve renk de i imlerine karşı direkt kompozit materyallere göre daha dirençlidirler.  ndirekt restorasyonlar yapılarak komşu di lerle daha iyi ve sıkı kontak sağlanabilir. A ız içerisinde çalışma süresinin kısa olması, hem hekim, hem hasta açısından daha konforlu bir tedavi uygulayabilme imkanı sağlaması inley/onley ve overley restorasyonlarının özellikle geniş kavitelerde günümüzde sıklıkla tercih edilmesini sağlamaktadır.

İndirekt kompozitler laboratuvar sistemleri veya CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilir. Hastadan ölçü alınıp model oluşturularak klinik ortamında veya laboratuvar ortamında indirekt kompozit uygulanıp, LED veya halojen ışıkla polimerizasyonu yapılarak ön polimerizasyon denilen işlem gerçekleştirilir. Bu aşamadan sonra restorasyon üzerinde polimerizasyon şekline göre uygun kompozit fırınında ısı, ışık, basınç veya vakum yöntemleri uygulanarak polimerizasyonu tamamlanır. Her indirekt kompozit materyalinin farklı bir polimerizasyon yöntemi vardır. Bu nedenlerle çalışmada, % 73 zirkonyum silikat ve UDMA içeren, ısı ve ışıkla polimerize olan indirekt kompozit Ceramage, % 75 oranında aluminoborosilikat ve silika doldurucular içeren ve sadece ışık ile polimerize olan indirekt kompozit materyali Gradia Plus, % 85 oranında amorf silika ve TEGDMA ile BisGMA içeren, ısı, ışık ve basınç ile polimerize olan indirekt kompozit materyali Tescera kullanılmıştır.

Günümüzde diş hekimliğinde indirekt restorasyonların başarısı büyük ölçüde diş ile adeziv reçine siman arasındaki bağlanmaya tabi olduğu kadar, adeziv reçine siman ile restoratif materyal arasındaki bağlanmaya da tabidir (Oğuz ve ark. 2010). Diş hekimliğinde ideal bir adeziv reçine simanın özelliklerine bakıldığında, düşük film kalınlığına sahip olup aynı zamanda çalışma zamanının uzun olması ve ağız içinde sertleşme zamanının da olabildiğince kısa olması aranan en önemli özelliklerdendir. Bunun yanı sıra pulpada minimum veya sıfır irritasyona neden olması, mikrosızıntı ve ağız sıvıları içerisinde çözünürlüğünün de minimum oranda olması gereken özellikleri arasındadır. Geleneksel reçine simanlarla kıyaslandığında adeziv reçine simanların bu üstün özellikleri sebebiyle, metal altyapı içermeyen seramik restorasyonlar, laminate veneerler, indirekt kompozit restorasyonların yanısıra inley, onley ve overleylerin yapıştırılmasında da sıklıkla tercih edildiği görülmektedir. Adeziv reçine simanların avantajları dolayısıyla uzun dönem restorasyonlarda oldukça yüksek klinik başarı gösterdiği belirtilmiştir (Tjan ve ark. 1992; White ve ark. 1992; Yoshida ve ark. 1998; Oğuz ve Meriç 2010). Breeding ve ark. 1991 yılında yapıştırma simanı olarak kullanılan kompozit reçinelerin polimerizasyonunda farklı ışınlama sürelerinin etkilerini araştırmışlardır. Darr ve Jacobsen 1995 yılında dual-cure reçine simanların gelişimini izlemişlerdir. Bu çalışmaların sonuçlarına bakıldığında, posterior bölgede yapılan indirekt restorasyonlar için çalışma süresi ve kolaylığı açısından dual-cure reçine simanların daha kullanışlı olduğunu söylendiği görülmüştür (Jung ve ark. 2001; Darr ve Jacobsen 1995; Breeding ve ark. 1991). Bu zamana kadar yapılmış olan çalışmaların

çoğu Rely X Unicem simanı tercih edilmiş aynı zamanda Maxcem (Kerr) adeziv reçine simanların da büyük bir kısmında kullanıldığı görülmektedir. Özellikle Self adeziv reçine simanların endodontik postlarda bağlanma kuvvetleri açısından diğer geleneksel yöntemlerle kıyaslandığında aynı derecede yüksek bağlanma sonuçları görülmüştür. Genel olarak yapılmış olan çalışmalara bakıldığında self adeziv reçine siman materyallerin seramik yüzeyine tutunmasının minimum geleneksel adeziv reçine simanlar kadar etkili olduğu ve seramik materyalinin iç yüzeyine uygulanan çeşitli işlemlerinin bağlanma gücünü arttırdığı görülmüştür. Aynı zamanda self adeziv reçine siman materyallerin metal restorasyonlarına bağlanma değerlerinin geleneksel adeziv simanlara göre yüksek görüldüğü savunulmuştur. Yapılan farklı bir çalışmada self adeziv reçine simanlarının reçine kompozite bağlanmasına bakılmış, mikromorfolojik inceleme sonucunda yüksek performans gösterdiği görülmüştür (Oğuz ve Meriç 2010). Bağlanma değerlerini karşılaştırabilmek için çalışmamızda hem self adeziv hemde dualcure self adeziv Rely X Ultimate Clicker (Şekil 3-35), Rely X U200 (Şekil 3-36) reçine simanları kullanılmıştır.

Nikaido ve ark. 2002, Moll ve ark. 2004 da *In-vitro* çalışmaların avantajlarını anlatırken hasta ve hekim için yorucu olmasından bahsetmiş, *In-vivo* çalışmalarda standardizasyonun zorluğunun, çalışma süresinin rahat kontrol edilememesinin ve etik şartlar nedeni ile yüksek maliyet gerektirdiğinden bahsetmişlerdir (Nikaido ve ark. 2002; Moll ve ark. 2004). Mason ve ark.1996 yılında 4 adet dentin bonding sisteminin makaslama kuvvetlerini değerlendirmek için hem *in vitro* hem *in-vivo* koşullar hazırlayıp değerlendirme yapmışlardır. Yaptıkları çalışma sonucunda *in-vitro* ve *in-vivo* yöntemlerin verileri arasında anlamlı fark bulunmadığı tespit edilmiş, *in- vitro* verilerin da güvenilir olduğunu belirtmişlerdir (Mason ve ark.1996). *In vitro* testlerin başarılı sonuçlar verdiğini kanıtlayan başka çalışmalar da bulunmaktadır (Gwinett ve Kanca1992; Heymann ve Boyne 1993). Pashley ve ark.1995 *in vitro* çalışmalarda yaşanan en büyük zorluğun tüm materyallerin standardize edilmesi olduğunu bildirmişlerdir (Pashley ve ark. 1995). Buonocore'un 1955 yılında yaptığı öncü adezyon testi çalışmasından itibaren dentine bağlanma çalışmalarının oldukça gelişim gösterdiği keşfedilmiştir. Gelişen sistemlerde standardizasyon yapılmadığında ise normal değerlerden çok uzak sonuçlar elde edildiği, bu nedenle diğer çalışmalarla karşılaştırma yapılamadığı görülmüştür (ISO Technical Report 11405). Buna bağlı olarak araştırmacılar en doğru sonuçların *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmaların beraber

değerlendirilmesiyle elde edildiğini düşünmüşlerdir (Van Noort 1994). Bağlanma dayanım kuvvetleri ile alakalı yapılan çalışmalarda kullanılan reçine-dentin arayüzeyi ve bağlanma dayanımı sadece kullanılan dentin bonding sistemi veya *in-vitro*, *in-vivo* çalışma yöntemleriyle alakalı olmadığı bildirilmiştir (Moll ve ark. 2004). Bu sebeple, kullanılan materyallerin ağız içerisindeki dayanımlarını ölçmek için klinik çalışmalar daha iyi olsa da, hekim ve hasta için yorucu olması, standardizasyonun zor olması, uzun zaman alması ve daha yüksek maliyetlere gereksinim duyulması nedeniyle çalışmamız *in-vitro* olarak tasarlanmıştır.

Kullanılan parametrelerin hepsi önem arz etmekle beraber, kullanılan dişler de oldukça büyük önem taşımaktadır. Al-Salehi ve Burke 1997 yılında yaptıkları derlemede bağlanma dayanımı ile ilgili olarak 50 farklı araştırmayı incelemişler ve testlerdeki değişken dağılımını açıklamışlardır. Bu çalışmaya göre % 88 oranda insan dişi dentini kullanılmış, kullanılan dişlerin % 70'i molar diş olarak tercih edilmiştir. % 86 oranda dişler çalışma yapılana kadar su veya tuzlu su içinde bekletilmiştir, % 68 oranda testler restorasyon yapımından 24 saat sonra uygulanmıştır, % 8 oranda ısı banyosu uygulanmış ve % 82 oranda ısı banyosunun uygulanıp uygulanmadığı belirtilmemiştir. % 80 oranda ise makaslama testlerinin tercih edildiği belirtilmiştir (Al-Salehi ve Burke 1997). *In-vitro* çalışmalar için bazı araştırmacılar insan dişinin çalışma amaçlı bulunmasının zorluğundan kaynaklı sığır dişi kullanımı önermişlerdir (Burrow ve ark. 1996). ISO, bağlanma dayanımı ölçümü için hazırladığı parametre listesinde, sığır dişleri ile insan dişleri arasında kimyasal ve yapısal olarak farklar bulunduğunu belirtmiş, bu nedenle de çalışmalarda insan dişi kullanılmasını uygun görmüştür (ISO Technical Report 11405). Konu ile alakalı literatür incelendiğinde, çoğu çalışmanın insan dişleri ile yapıldığı görülmüştür (Chappel ve ark. 1990). Bağlanma dayanım testlerinde standardizasyon sağlanması amacı ile çürüksüz ve defektsiz dişler kullanılması istenmiştir (Retief 1991). *In-vitro* çalışmalar yapılırken standardizasyon sağlanması amacıyla çürüksüz, defektsiz ve restorasyon uygulanmamış dişler tercih edilse de, klinik ortamında dentin bonding sistemler defektli, çürüklü sklerotik dentin üzerine uygulanmaktadır. Sağlam dentin ve çürük dentin arasında yapısal ve kimyasal farklar bulunmaktadır. Sağlam dentinde kollajen fibriller arası düşük miktarda hidroksiapatit kristalleri içerirken, çürükten etkilenen dentinde kollajen fibriller arası hidroksiapatit kristalleri ile anormal derecede tıkanmış durumdadır. Aynı zamanda çürükten etkilenen dentin sağlıklı dentine göre daha az geçirgenliğe sahiptir ve

peritübüler dentin kalınlığı daha azdır. Dentin kanallarının çoğu mineral tabaka ile tıkanmış durumdadır, fakat sağlam dentine göre çürükten etkilenen dentin daha yumuşak bir yapıya sahiptir. Bu yapısal ve kimyasal farklılıklar sonucunda dentin bonding sistemleri uygulandığında sağlam dentin ile çürükten etkilenen dentin arasında bağlanma kuvveti farkları oluşmaktadır (Newbrun 1989; Pashley ve ark. 1991; Tagami ve ark. 1992; Nakajima ve ark. 1995). Yapılan bazı çalışmalarda sağlam dentin üzerine uygulanan dentin bonding sistemlerinin dentine bağlanmasının daha iyi olduğu savunulmaktadır (Say ve ark. 2005; Yoshiyama ve ark. 2002). Bazı çalışmalarda ise çürükten etkilenen dentin üzerine uygulanan dentin bonding sistemlerinin dentine bağlanmasının sağlam dentine bağlanma kuvvetleriyle oldukça yakın değerlerde olduğu savunulmaktadır (Nakajima ve ark. 1995; Sonoda ve ark. 2005). Bütün bu çalışmaların ışığında elde edilen sonuçlara bakılarak, bizim çalışmamız defektsiz olarak belirlenen ve gömülü olmayan üçüncü büyük azı dişleri üzerinde uygulanmıştır (Şekil 3-17).

Çürükten etkilenmemiş ve defektsiz insan dişleri kullanıldığında bile dentin bağlanmasında farklılıklar olduğunu gösteren pek çok çalışma mevcuttur (Yoshiyama ve ark. 1995; Kanca 1997). Bukkal ve proksimal dentinde nem oranının daha düşük olduğu, oklüzal dentinde ise daha nemli bir yapı olduğu ve bu nedenle dentin bonding sistemlerinin farklı bağlanma değerleri gösterdiğini belirten çalışmalar da bulunmaktadır (Burrow ve ark. 1996). Fakat günümüzde kullanılan yeni tip bonding sistemler hidrofilik yapıda olduğundan bu sistemlerin dentinin farklı nem oranlarına sahip bölgelerde aynı bağlanma kuvvetini oluşturduğu gözlenmiştir (Pashley ve ark. 1995). Kullanılan dentin alanının yanısıra dentin yüzeyinin pulpaya veya mine-dentin sınırına yakın olması da bağlanma dayanım kuvveti açısından önem taşımaktadır. Mine-dentin sınırında dentin tübüllerinin çapı 0,5-0,9 μm iken, pulpa sınırında 2-3 μm çapındadır (Garberoglio ve Brannstrom 1976). Pulpa tavanındaki dentin yüzeyi %28, mine-dentin sınırındaki dentin yüzeyi ise % 4 oranında tübül içermektedir (Heymann ve Bayne 1993). Derin bölgelerinde intertübüler dentin alanları daha azdır ve dentin tübüllerinin çapları daha geniştir, bu nedenle farklı dentin bölgelerinde farklı bağlanma dayanım değerleri elde edildiğini gösteren pek çok çalışma mevcuttur (Yoshiyama ve Ark. 1995; Kanca 1997). Kron ve kök içerisindeki dentin arasındaki farkı araştıran çalışma çok az sayıda olmasına rağmen (Yoshiyama ve ark. 1996), pek çok çalışmada yüzeyel dentin kullanılmış ve sonuçları değerlendirilmiştir (Bonilla ve ark. 2003; Cardoso ve ark. 2005). Bizim çalışmamızda hem daha fazla sayıda dentin tübüleriyle

bağlanma dayanımı ölçebilmek hem de diğer literatürlerle karşılaştırmayı sağlıklı bir şekilde yapabilmek amacıyla mine-dentin sınırı ve pulpa tavanı arasındaki dentinin orta bölgesinde çalışma yapılmış ve yeni nesil universal dentin bonding bağlayıcı kullanılmıştır (Şekil 3-19).

Çalışmaların sağlıklı olarak uygulanabilirliği açısından önem taşıyan bir diğer husus dişlerin saklanma koşullarıdır. Deney gruplarında yer alan dişlerin saklama koşulları ile alakalı çeşitli yöntemler mevcuttur. Yapılan çalışmalar incelendiğinde dişlerin saklandığı saklama sıvılarının genellikle +4°C’de veya derin dondurucuda -20°C ile -40°C arasında olduğu gözlenmiştir (Perdigão ve Ark. 2001). Bazı çalışmalarda ise saklama koşullarının bağlanma dayanımında herhangi bir etkisinin bulunmadığı belirtilmiştir (Pontes ve Ark. 2002). Saklama sıvıları da değişiklik göstermektedir. Bu konuda literatür incelemesi yapıldığında serum fizyolojik, distile su, % 1’lik kloramin solüsyonu, % 2’lik sodyum azide içeren tuzlu su ve timol çözeltileri kullanıldığı belirlenmiştir (Prati ve ark. 1998; Swift ve ark. 1997; Kanca 1997; Tjan ve Dunn 1994; May ve ark. 1997; Nakajima ve ark. 1995; Yoshiyama ve ark. 1995; Perdigão ve ark. 1994). Bizim çalışmamızda ISO Standartlarına uygunluk açısından ilk bir hafta +4°C’de kloramin-T hidrat solüsyonunda bakteri üremesini engellemek amacıyla bekletilen diş grupları, bir hafta sonrasında +4°C’de distile su içine alınmış ve bu su periyodik olarak haftada bir değiştirilmiştir.

Dişler üzerinde uygulanacak olan bağlanma dayanım testleri için ideal zaman dişlerin çekiminden sonra olabilecek en kısa zamandır. ISO 6 aydan daha uzun süre bekletilen dişlerde yapısal olarak ve kimyasal olarak dejenerasyonlar meydana geldiğini, bu nedenle 6 aydan daha uzun süre bekleyen dişlerde yapılan testlerin değerlendirme açısından uygun olmadığını belirtmişlerdir (ISO Technical Report 11405). Çekimden 30 dakika sonra, 1 gün, 1 hafta veya 1 ay sonra yapılan testlerde dişlerdeki bonding bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmemiştir. Yapılan çalışmalarda dikkat edilen husus, dişlerin çekiminden sonra 6 aylık sürenin aşılması olmuştur (Lee ve ark. 2007). Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda kullanılan dişlerin çekim işleminden sonra 6 ay içinde deney gruplarında uygulamaları yapılmıştır.

In-vitro olarak gerçekleştirilen çalışmalarda bağlanma dayanımı ölçümleri için kullanılan dişlerin ISO standartlarına göre yüzey hazırlıkları yapılırken smear tabakalarının standardize edilebilmesi için 1000 gritlik silikon karbid zımpara ile

bitirilmesi gerekmektedir (ISO Technical Report 11405). Çeşitli çalışmalarda standardizasyon için 320-1200 gritlik silikon karbid zımparaların veya yüksek devirli el aletleri ile elmas aşındırıcıların kullanımı önerilmektedir. Yapılan farklı çalışmalarda 150-600 gritlik silikon zımparaların kullanılmasının ardından farklı dentin bonding bağlanma sistemleri uygulanmıştır. Yapılan bağlanma dayanım testleri sonucunda ortaya çıkan veriler anlamlı farklılıklar göstermiştir (Gallo ve ark. 2000; Gwinnett 1992; Hashimoto ve ark. 2001; Perdigão ve ark. 1993).

Bizim çalışmamızda gruplarımızda bulunan dişleri akrilik reçine bloklar içerisine gömüldü sonra dişlerin oklüzal yüzeyleri horizontal olarak Isomet 1000 cihazı ile elmas bıçaklarla düşük hızda su ile soğutularak kesilmiştir (Şekil 3-19). Daha sonra hem diş hem de kompozit disk yüzeyleri (Şekil 3-12) Metaserv cihazı kullanılarak sırası ile 180, 320 ve 600 gritlik silikon karbit su zımparalarıyla 60 saniye boyunca zımparalanarak ve standart yüzeyler elde edilmiştir (Şekil 3-13). Yüzey hazırlıkları tamamlandıktan sonra, indirekt restorasyonlarının uygulanması işlemine kadar geçen süre önemli bir değişken parametre olarak görülmüş ve dentin adezyon sisteminin, klinik şartlara benzer olarak preparasyondan hemen sonra uygulanması önerilmiştir (Pashley ve ark. 1995). Çalışmamızda da bu öneriler dikkate alınmış ve preparasyon ile aynı gün içerisinde adezyon ve restoratif işlemleri yapılmıştır.

ISO standartlarına göre, restorasyon materyalleri ağız içerisinde belirli bir süre bekledikten sonra, suyun hidrolitik etkileri nedeniyle fiziksel ve kimyasal değişimlere uğramaktadır. *In-vitro* yapılan çalışmalarda restorasyon materyalleri ile diş dokuları arasındaki bağlantının ağız içindeki ortama benzemesi amacıyla diş örneklerinin belirli sürelerle distile su içerisinde bekletilmesi önerilmektedir (ISO Technical Report 11405). ISO önerilerine göre kısa dönem bekletme süresi 24-48 saat, uzun dönem bekletme süresi ise 6 ay olarak belirtilmiştir (ISO Technical Report 11405). Çalışmamızda ISO'nun kısa dönem protokolleri uygulanarak deney grupları 24 saat 37° C distile su içerisinde bekletildikten sonra testleri gerçekleştirilmiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan veya kullanılması amaçlanan materyallerin diş sert dokularına bağlanma dayanımlarını ölçmek için kopma dayanım ve çekme dayanım testleri uygulanmaktadır. Kopma dayanım ölçümleri itme-baskı kuvvetleri ile, çekme kuvvetlerine dayanım ölçümleri ise çekme-koparma deneyleri ile değerlendirilmektedir (ISO Technical Report 11405). Bağlantı yüzeylerindeki gerilim sırasında veya kopma dayanım testi uygulandığında kopma olduğu anda birim alana düşen yük miktarı

hesaplanarak değerlendirme yapılır. Yapılan literatür araştırmalarında, kopma dayanım kuvvetlerinin klinik ortamı daha iyi yansıttığı görüldüğünden çalışmaların çoğunluğunda kopma dayanım testleri uygulanmakta, çekme dayanım testleri ise daha az araştırma konusu olmaktadır (Nakajima ve ark. 1995; May ve ark. 1997; Cardoso ve ark. 1998). Çekme kuvvetlerinin ölçüldüğü testler oldukça kritik ve zor testlerdir, dikkatle yapılmadıkları takdirde yüksek tork kuvvetine maruz kalarak düşük bağlanma dayanım değerleri gösterirler (Sano ve ark. 1994). Çekme testlerinde sonlu element analizlerine göre, çekme streslerinin homojen dağılmadığı, test edilen arayüzün geometrik yapısının uygun olmaması, uygulanan yükün türü, örnekler universal test cihazına bağlanırken istenmeyen kuvvetlere maruz kalma risklerinin yüksek olması, özellikle kompozit kütlelerine istenmeyen kuvvetlerin gelme olasılığının yüksek olması ve bunun da elde edilen sonuçların normalden daha düşük olmasına sebep vermesi gibi birçok sorun ile karşılaşılabilir (Sano ve ark. 1994; Van Noort ve ark. 1991; Van Noort ve ark. 1994; May ve ark. 1997; Cardoso ve ark. 1998). Çekme bağlanma dayanım kuvvetlerini ölçüm testlerinin zorluğu ve çekme kuvvetlerinin bağlanma alanı ile ters orantılı olması nedeniyle küçük alanlar için günümüzde de kullanılan mikrogerilim test yöntemleri uygulanmaya başlanmıştır (Sano ve Ark. 1995).

Mikrogerilim test yöntemleri ile tek bir diş için ortalama bağlanma dayanımlarını hesaplanabilir, çok küçük alanlar test edilebilir ve düzensiz yüzeylerin değerleri dahi ölçülebilir. Fakat bu avantajlarının yanında mikrogerilim test yöntemlerinin, özel ekipmanlar gerektirmeleri, 5 MPa'dan küçük değerler ölçememeleri, örnekler çok ince olduğu için kısa sürede dehidrate olmaları gibi dezavantajları da mevcuttur. Benzer dezavantajlar son zamanlarda geliştirilmiş olan mikro makaslama testleri için de geçerlidir (Pashley ve ark. 1995). Ağız ortamında fonksiyon sırasında oldukça komplike bir stres meydana gelmektedir. Diş dokusu ve restorasyon arasında çekme (tensile), makaslama (shear), basma (compressive) ve bunların kombinasyonu şeklinde stres kuvvetleri meydana gelmektedir. Bu kuvvetlerin aynı anda simülasyonunun yapılması ve *in-vitro* ortamda değerlendirilmesi neredeyse imkansız olduğu bildirilmiştir (Ertuğrul ve İsmail 2005; Chang ve ark. 2003; Cardoso ve ark. 1998). Makaslama kuvvetlerine karşı dayanma kuvveti ölçümü shear deneyi ile, çekme kuvvetlerine karşı dayanıklılık ölçümü ise tensile deneyi ile yapılmaktadır (Olio 1993; ISO Technical Report 11405; Chang ve ark. 2003). Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin laboratuvar ortamında değerlendirilmesinde en fazla kullanılan yöntem

bağlanma testleridir. Makas bağlanma testinde (Shear bond testi) uygulanan kuvvet, bağlanma yüzeyine paraleldir. Çekme testlerinde (tensile bond testi) ise kuvvet bağlanma yüzeyine dik gelir. Bağlanma testlerinin değerlendirilmesinde, bağlanma yüzeyine gerilim kuvveti veya makaslama kuvveti uygulandığında kopmanın meydana geldiği anda birim alana düşen yük miktarının ölçülmesi şeklinde gerçekleştirilir.

Yapılan araştırmalarda makaslama kuvvetine dayanım testlerinin çekme kuvvetine dayanım testlerinden daha fazla uygulandığı görülmektedir (Nakajima ve ark. 1995; May ve ark. 1997; Blatz ve ark. 2003; Bitter ve ark. 2006; Cardoso ve ark. 1998; Kitasako ve ark. 2001; Olio 1993; Al-Salehi ve Burke 1997; Watanabe ve Nakabayashi 1994;). Shear bond ve tensile bond testleri karşılaştırıldığında sonuçlar arasında anlamlı bir fark görülmediği, fakat makaslama direnci testlerinde adeziv tipte kırılmanın daha fazla görüldüğü belirtilmiştir. Çekme kuvveti direnci testlerinde dikkat edilmezse örneklere tork kuvveti de uygulanabilir, bu durumda bağlanma kuvveti değeri düşer ve yanlış sonuç alınabilir (Sano ve ark. 1994). Bu problemlerle karşılaşmamak adına çalışmamızda makaslama testleri tercih edilmiştir (Şekil 3-48).

Makaslama testlerinin de %52 gibi bir değerinde standart sapması bulunmaktadır. Bu büyük bir dezavantaj olup, bazı uygulamalarda kendi test grupları içerisinde bile karşılaştırma yapmayı oldukça zorlaştırmaktadır (Cardoso ve ark. 1998). Makaslama kuvvetini uygulayan uç ilk kuvveti örneğe ilettiği anda çok ciddi bir gerilim ve tork değeri oluşur ve bu kuvvetler kırılma gerçekleşene kadar devam eder (Versluis ve ark. 1997). Bu gerilim ve tork değerleri bağlantı arayüzlerinde homojen olmayan bir stres dağılımına neden olur, bunun da standart sapma değerlerini yükselttiği düşünülmektedir. Ayrıca test hızının yüksek olmasının da standart sapma yüzdesini artırdığı düşünülmektedir (Hara ve ark. 2001). ISO standartlarına göre bağlanma dayanım testleri 0,45 – 1,05 mm/dk hızları arasında uygulanmalı ve bağlanma kuvvetinin değeri, pound/inch², kg/cm², MN/m², N/mm² veya Mega paskal (MPa) olarak belirtmiştir (ISO Technical Report 11405). Shimada ve ark. 2002 yaptıkları bağlanma dayanım testi çalışmasında makaslama kuvvet hızı 2 – 5 mm/dk olarak uygulamışlardır (Shimada ve ark. 2002). Yapılan başka bir çalışmada aynı materyal üzerinde değişen hızlarda makaslama testleri uygulandığında çok farklı değerler elde edildiği görülmüştür (Hara ve Ark. 2001). 5 mm/dk test hızında % 47 adeziv kopma değeri izlenmiş, 0,5 mm/dk test hızında ise % 92,6 adeziv kopma değeri görülmüştür.

Test hızı arttıkça koheziv kırılma olasılığı artarak yanlış sonuçlar elde edilmesine neden olmaktadır. Elde edilen değerler sadece diş veya kullanılan restoratif materyalin iç koheziv değerlerini vermektedir (Cardoso ve ark. 1998). Bu nedenlerle, bizim çalışmamızda kopma dayanım testlerinde ISO standartlarına uygun olarak 1 mm/dk hızında uygulanmıştır. Shear bond testinde 0-400 N arası yükleme yapılarak makaslama dirençleri ölçülmüştür. Kaydedilen değerler Newton'dan mPa değerine dönüştürülerek bağlanma kuvvetini hesaplanmıştır.

Pecora ve ark. 2002 yılında yaptıkları çalışmada 3 adet farklı dentin adezivini makas bağlanma direncini 2 farklı test cihazıyla ölçmüşlerdir. Pecora ve ark. yaptıkları çalışmada aynı dentin adezivini farklı bıçaklarla kestiklerinde farklı makas bağlanma kuvveti oluşacağını düşünmüşlerdir. Araştırmacılar Ultradent test cihazı ile geleneksel test cihazını karşılaştırmışlardır. Ultradent cihazının kesme ucu oluklu olup, geleneksel test cihazının kesme ucu düz bıçak şeklindedir. Ultradent test cihazı ile kesme yapılan deney gruplarında alınan sonuçlar geleneksel test cihazı sonuçlarına göre istatistiksel olarak çok anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Ayrıca standart sapma değerlerinin Ultradent test cihazında çok daha yüksek olduğu bildirilmiştir.

Araştırmacılar bu yüksek standart sapmanın bıçak ucunun uyguladığı burulma (torsiyon) kuvvetinden kaynaklanabileceğini düşünmüşlerdir. Araştırmacılar ayrıca Ultradent cihazına örneklerin yerleştirilmesinin oldukça zor olduğunu belirtmişlerdir (Pecora ve ark. 2002). Yine benzer şekilde Altıntaş ve ark. 2008 yılında seramik materyal ile dentin arasında kullanılan 4 farklı reçine simanın makas bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelemişlerdir. Deney sırasında kullanılan bıçakların yapısının oldukça önemli olduğunu vurgulamışlardır. Çalışmalarında düz ve çentikli uçlu iki tip bıçak kullanmışlardır. Çentikli bıçağın kullanılması durumunda örneklerin bıçak uçlarına yerleştirilme zorluğu ve burulma (torsiyon) kuvvetinin de oluşması nedeniyle saf makas bağlanma direnç kuvveti elde edilemeyeceği için çentikli bıçak tercih edilmemesini tavsiye etmişlerdir (Altıntaş ve ark. 2008). Konu ile ilgili Kansal ve ark. 2018 yılında yaptıkları çalışmada ısısal döngüden etkilenmiş zirkonya seramik ve lityum disilikat üzerinde reçine simanların (Rely X Ultimate ve Rely X U200) makas bağlanma direnci ölçümü yapılırken universal test makinesinde künt uçlu bıçak kullanılmışlardır (Kansal ve ark. 2018). Bu çalışmaların sonuçları rehber alınarak, oluklu veya çentikli bıçakların kullanım zorlukları ve standart sapma değerlerinin oldukça yüksek olması nedeniyle çalışmamızda makas bağlanma dayanım testleri

uygulanırken düz bıçak kullanılmıştır (Şekil 3-49). Bizim çalışmamızda istatistik değerlendirmede kopma değerlerini sürekli ölçümlerde normallik sınamaları ShapiroWilk's testi ile yapılmıştır. Normal dağılım göstermeyen iki bağımsız grubun karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile analiz edilmiş, ikili ve üçlü grupların karşılaştırılması ise Ki-Kare analizi ile yapılmıştır. Bu konularla ilgili çalışmalara bakıldığında aynı testlerde yürütüldüğü görülmektedir.

Hagge ve Lindemuth 2001 yılında otopolimerizasyon sistemi ile polimerize olan kompozit kor materyalini 9 farklı dentin adeziv sistemi ile dentine bağlamış ve kopma dayanım değerleri ölçümünde bizim çalışmamızla benzer şekilde Mann-Whitney U testi kullanmışlardır (Hagge ve Lindemuth 2001). Aynı şekilde Frankenger 1999 yılında farklı dentin adezivlerinin yorulma davranışlarını araştırmıştır. Bu çalışmada da bizim çalışmamızla benzer olarak SPSS ve Mann-Whitney U testleri kullanılmıştır (Frankenger 1999).

All-in-one bond sistemleri daha basit ve hızlı uygulama tekniğine sahip olduğundan dolayı daha fazla tercih edilmesine rağmen, total-etch bonding sistemleri kadar güçlü bağlanma dayanım kuvvetlerine sahip değildir (De Munck ve ark. 2005). All-in-one sistem self-etch adezivlerdeki asit konsantrasyonu, etch&rinse sistemdeki asitten daha düşük olduğu için sağlam mine yüzeylerinde bağlanma performansı bakımından istenen sonucu göstermeyebilir (Özkul ve Küçükeşmen 2012). Total-etch sistemlerde asitlemeden sonra yıkama işlemi uygulandığı ve smear tabakası uzaklaştırıldığı için, pürüzlendirilmiş olan mine ve dentin yüzeyi daha iyi açığa çıkmakta ve uygulanan bonding sistemi daha sağlam bir şekilde yüzey üzerine bağlanabilmektedir. Al-Ehaideb ve Mohammed 2000 yılında yaptıkları çalışmada iki aşamalı ve üç aşamalı total-etch sistemler arasında anlamlı bir fark olmadığını gözlemlemişlerdir (Al-Ehaideb ve Mohammed 2000). Self-etch sistemlerin günümüzde kullanım alanları oldukça artmıştır. Ancak özellikle mineye bağlanma aşamasında fosforik asit ile pürüzlendirme, yeni test edilen materyallere karşı hala önem taşımaktadır (Perdigo ve ark. 2005). Dental tedavilerde yapılan araştırmalarda, yapıştırıcı simanların dentin bonding ajanıyla beraber kullanılması ve yapıştırıcı reçinelerin özellikle seramik üzerindeki bağlanma kuvvetini artırması nedeniyle seramik inlay ve onlay kullanımı popülerite kazanmıştır. Dentin bonding ajanlar reçine kompozit ve dentin arasında hermetik kapatma sağlamaktadır, bu sayede post operatif hassasiyeti önleyip adezyonu artırır ve stres kırıcı alan olarak görev görür (Krejci ve ark 1993).

Seramik restorasyonların özellikle bruksist hastalarda karşıt dişleri aşındırması nedeniyle daha yumuşak ve gelen oklüzal kuvvetleri dengeleyebilecek materyal arayışı reçine bazlı kompozit yapıların gelişmesine olanak sağlamıştır. Bu gelişmelerle beraber adeziv sistemler üzerine de yoğunlaşmış, dişler üzerine gelen oklüzal ve makas kuvvetlerine karşı yapılan kompozit reçine esaslı restorasyonların daha dayanıklı hale getirilmesi amaçlanmıştır. Diş hekimliğinde özellikle indirekt restorasyonların simantasyonunda adeziv sistemlerden oldukça faydalanılmaktadır. Dizaynları ve içerdikleri yapıtaşlarına bağlı olarak reçine esaslı yapıştırma sistemleri ile beraber adeziv sistemlerin de kullanımı gerekmektedir. Dual-cure reçine simanlar diğer simanlara oranla daha iyi adezyon kapasitesine sahiptir, farklı diş ve restorasyon dokularına yapışabilir, ideal renk özelliklerine sahiptir ve çok daha fazla dayanıklılık gösterir (Jacobsen ve Ross 1992).

Bizim çalışmamızda adeziv siman olarak iki farklı materyal kullanılmıştır. Kullandığımız materyallerden Rely X U200 (3M, Almanya), tek aşamalı self adeziv sistemdir. Diğer materyal Rely X Ultimate (3M, Almanya) ise hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşebilen (dual-cured) total etch adeziv simandır. Çalışmamızda Rely X Ultimate uygulanan gruplarda diş ve kompozit yüzeyler üzerine %35'lik fosforik asit (Şekil 3-38)ve total-etch (Universal Single Bond) (Şekil 3-37) bonding sistemi kullanılmıştır. Diğer deney grubumuz olan RelyX U200 ise asit ve bonding uygulaması yapılmamıştır. Elde ettiğimiz sonuçlarda total-etch bonding sistemi uygulanan deney grubunda yapılan makaslama kuvveti testlerinde self-adeziv sisteme göre hem diş, hem de kompozit üzerine uygulanan restorasyonlarda daha yüksek bağlanma dayanımı olduğu görülmüştür. Total etch sistemi uygulanan gruplarda daha yüksek değerler elde etmemizin nedeninin smear tabakasının tamamı ile uzaklaştırılması sonucu daha kuvvetli ve stabil hibrit tabakası oluşumu elde edilmesine bağlamaktayız. Bizim çalışmamızla benzer olarak, Kim ve ark. 2016 yılında yaptıkları çalışmada simantasyon tipinin self adeziv reçine simanların kompozit bloklara bağlanmasındaki kopma dayanım kuvvetine etkisini incelemişlerdir. Çalışmada CAD/CAM bloklar hazırlanıp, ilk grup geleneksel Single Bonding ajanı kullanılarak RelyX Ultimate ile simante edilmiştir. Diğer gruplar ise self adeziv dual-cure simanlar kullanılmıştır. Çalışma sonucunda geleneksel Single Bond kullanılarak RelyX Ultimate ile yapılan simantasyonda en yüksek kopma dayanım kuvveti ölçülmüştür. Kullanılan Single Bond Universal adeziv, indirekt restorasyon materyalleri üzerinde ayrıca bir

primer ajan kullanmadan materyalleri bağlama kapasitesine sahiptir. İçerisinde silan, MDP (Metakriloiliksidesil dihidrojen fosfat) monomer gibi materyaller içermesi bağlama kapasitesini artırmaktadır. Geleneksel reçine simanın içerikleri kompozit reçineyle benzerlik göstermektedir ve diğer adeziv bazlı reçine simanlara göre daha iyi fiziksel özellikler taşımaktadır. Birçok çalışmada geleneksel reçine simanlar diğer self adeziv reçine simanlara göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Young ve ark. 2016 yılında yaptıkları çalışmada geleneksel reçine simanla simante edilen gruplarında en yüksek bağlanma dayanım kuvvetini elde etmiş, fakat sadece GC G-CEM otopolimerizasyon sistemiyle simante edilen grupta anlamlı bir sonuç farkı oluştuğunu bildirmişlerdir. İki self adeziv reçine siman arasındaki kopma dayanım kuvvetleri karşılaştırıldığında RelyX Ultimate ile simante edilen gruptaki kopma dayanım kuvveti, GC G-CEM ile simante edilen gruba göre anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Bu sonucun tek açıklaması doldurucu materyal içeriğindeki fark olarak belirlenmiştir. Fakat ışıkla sertleştirildiklerinde iki self adeziv reçine siman arasında da anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Kim ve ark. 2016; Yoshida ve ark. 2006; Ghazy ve ark. 2010; Liu ve ark. 2011). Benzer şekilde bizim çalışmamızda da Rely X Ultimate grubu diğer bağlayıcı sisteme göre istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı sonuç göstermiştir (Tablo 4-3). Bu nedenle, çalışmanın dördüncü hipotezi olan **“Farklı içeriğe sahip reçine siman materyalleri bağlantı değerlerinde benzerlik gösterecektir” hipotezi red edilmiştir.**

Abad-Coronel ve ark. 2019 yılında indirekt restorasyonlarda kullanılan adeziv sistemler hakkında bir literatür derlemesi yapmışlardır. Konuyla ilgili 11 adet literatür çalışmasını inceleyen araştırmacılar, indirekt restorasyonların özellikle ileri derecede diş ve doku kaybı olması durumunda form ve fonksiyonu direkt restorasyonlara göre daha iyi koruduklarını saptamışlardır. Çalışmalarda adezyon işlemleri hem mekanik kilitleme hem de kimyasal bağlanma sağlayan dual-cure reçine simanlarla yapılmıştır. Adezyon başarılı olduğu takdirde, siman ve restorasyonun internal yüzeyindeki düzensiz yapının birbirine kenetlenmesi ile mükemmel bir kırılma dayanımı oluştuğu görülmüştür. Bunun da mükemmel bir bağlanma dayanımı ve olası çatlakların da yayılmasını engellediğini bildirmişlerdir (Passos ve ark. 2013; Abad-Coronel ve ark. 2019; Spitznagel ve ark. 2014; Passia ve ark. 2015; Kamayema ve ark. 2015; Pekperdachi ve ark. 2012). Çalışmada kullandığımız Rely X U200 ışıkla sertleşen, RelyX Ultimate ise Dual-cure self adeziv siman özelliği bulunmaktadır. Mekanik ve kimyasal bağlanma

özelliklerinin bulunması ve kimyasal ve ışık uygulaması ile polimerizasyon işleminin başlaması nedeniyle RelyX Ultimate grubundaki bağlanma kuvvetinin yüksek çıkmasının sebebi olduğunu düşünmekteyiz(Tablo 4-3).

Yahya ve ark.2019 yılında farklı yüzey şartları ve yapıştırma teknikleriyle bağlantılı olarak direkt ve indirekt kompozitlerin kopma dayanım kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmada 112 adet çekilmiş insan molar dişleri horizontal olarak izometrik şekilde kesilip, restorasyon tekniğine göre rastgele 2 gruba ayrılmışlardır. Daha sonra bonding ajanına göre bu iki grup kendi içlerinde 7 alt gruba ayrılmıştır. Indirekt kompozit dentin yüzeyine dual-cure reçine siman ile simante edilmiştir. Daha sonra kopma dayanım testleri uygulanıp SEM altında görüntüler incelenmiştir. Yaptıkları çalışmanın sonucunda direkt sistemin indirekt uygulamaya göre daha güvenilir olduğu görülmüştür (Yahya ve ark. 2019). Her ne kadar çalışmamızda direkt kompozit uygulaması yapılmamış olsada özellikle kanal tedavisi görmüş aşırı madde kaybı bulunan dişlere uygulanan indirekt restorasyonlarda bu sonucun farklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Adeziv reçine simanlar hakkında yapılan diğer araştırmalara bakıldığında Özyöney ve ark.nın 2013 yılında IPS Empress ve IPS E-max seramikler üzerine 8 farklı reçineyi 3 farklı adezyon tipi olan total-etch, self-etch ve self adeziv sistemlerle simante etmiş, daha sonra kopma dayanımlarını ölçmüşlerdir. Zwick Z010 test makinesi ile ölçüm yapılmış, Kruskal-Wallis, Dunn's Multiple ve Mann-Whitney U ile istatistik sonuçlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın tüm aşamaları *in-vitro* olarak uygulanmış, sonucunda da total-etch adezivlerin kopma dayanım kuvvetlerinin diğer sistemlere göre daha yüksek olduğu bulunmuştur. Self-etch ve self-adeziv sistemlerin kopma dayanımları daha düşük olmakla birlikte, self-adeziv sistemin kopma dayanım kuvveti diğer adezyon kuvvet sistemlerine göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur (Özyöney ve ark. 2013). Mirotti ve ark.2020 yılında yaptıkları sistematik değerlendirme ve META analizi sonucuna göre, self adeziv reçine simanların, smear tabakasından arındırılmış dentin yüzeylerinde dahi uygulaması yapıldığında geleneksel reçine simanlara göre daha az bağlanma dayanımı olduğunu bildirmişlerdir. Sadece endodontik tedavi görmüş dişlerde cam fiber post uygulaması sırasında self-adeziv reçine simanların kullanımında elde edilen bağlanma dayanımı geleneksel reçine simanlara göre anlamlı bir fark göstermemiştir. Fakat bu çalışmada herhangi bir kuralın

geçerliliğinin çürütülmesine veya desteklenmesine yetecek kadar anlamlı bir sonuç olmamıştır (Mirotti ve ark.2020).

Bizim çalışmamızda kullandığımız indirekt kompozitler veya adeziv sistemlerin indirekt restorasyon uygulamalarında kullanımı ile ilgili Meta analizi çalışmaları literatürde çok fazla bulunmamaktadır. Çalışmamız sonucunda total-etch olarak uygulanan adeziv reçine siman sisteminin self-adeziv reçine simana göre çok daha yüksek bağlanma dayanımı olduğu bulunmuştur (Tablo 4-3). Total etch uygulaması ile elde edilen hibrit tabakanın kalınlığı self etch adeziv uygulamalarında elde edilen hibrit tabakadan daha derindir. Bu da kopma dayanım kuvvetlerinin yüksek olmasının sebebi olarak gösterilebilir. Adeziv sistemler hem zayıflamış mine-dentin yapısını güçlendirmeye yardımcı olur, hem de doğru uygulanırsa kırılma dayanımını artırır, postoperatif hassasiyeti önler ve mikrosızıntıyı minimuma indirir.

Ferreira ve ark. 2010 yılında feldspatik seramik üzerinde yapılan yüzey hazırlıklarının iki farklı reçine simanla olan makas bağlanma direncini incelemişlerdir. Deney gruplarında 50 µm alüminyum oksit ile, %10 hidroflorik asit ile air-abrazyon, Er:YAG lazer ile air-abrazyon ve Nd:YAG lazer ile air-abrazyon yapılmış, geleneksel reçine siman ve self adeziv simanlar kullanılmıştır. Makas bağlanma direnci testi uygulandıktan sonra bulunan sonuçlarda, reçine siman veya yüzey hazırlıklarına göre bağlanma dayanımının istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmadığı görülmüştür. Bu çalışma sonucunda air-abrazyon ve Nd:YAG lazer veya air-abrazyon ve Er:YAG lazerin self adeziv simanla beraber kullanılarak feldspatik seramik için alternatif yapıştırma tekniği olabileceği bulunmuştur. Bu alternatif tekniğin alüminyum oksit ve hidroflorik asit ile yapılan geleneksel yüzey hazırlığı ve geleneksel reçine siman ile simantasyon kadar etkili olduğu görülmüştür (Ferreira ve ark. 2010). Bizim çalışmamızda total etch bonding ile beraber kullandığımız yapıştırma reçine simanı daha yüksek bağlanma değerleri verse de Ferreira ve ark.2010 yılında yaptığı çalışmaya benzerlik göstermemektedir. Ferreira ve ark yaptığı çalışmalarda deney gruplarda farklı yüzey hazırlama işlemleri uygulanmıştır. Bizim çalışmamızda ise yüzey hazırlığı sadece 600 gritlik zımpara ve %37'lik ortofosforik asit ile yapılmıştır. Yüzey hazırlama işlemlerindeki bu farklılıkların iki çalışma arasındaki sonuçların benzerlik göstermemesinin nedenini olduğunu düşünmekteyiz (Tablo 4-4).

İndirekt restorasyonların kavite hazırlık aşamasına gelindiğinde karşılaşılan en büyük sorunlardan biri derin kenarların yükseltilmesidir. Servikal kenarların tekrardan

oluşturulması işlemleri ile diş, ölçü aşamasına hazırlanmaktadır. Derin kenarların yükseltilmesi işleminde diş dokularına uygun matriks takılarak kompozit ile şekillendirme yapılmaktadır. Böylece simantasyon kalıntılarının rahatlıkla temizlenmesine olanak sağlanmaktadır. Özellikle dişetine yakın bölgelerde taşan siman artıklarını temizlemek imkansız hale gelmektedir. Bu bölgelerdeki polimerize olmuş siman artıkları yüksek devirli döner aletlerle temizlenmek zorunda kalınmaktadır. Bu işlem sırasında keza restorasyon keza diş ve çevre dokuları zarar görmektedir. Dişetin içine taşan siman artıklarını temizlemek için flep operasyonları bile gerekebilmektedir.

Yapılan indirekt restorasyon şekillendirilmiş marjinal kenarlarda diş dokuları yerine kompozit yüzeylere simante olmaktadır. Bazı durumlarda hasta ağzında uzun dönem kalan direkt veya indirekt kompozit materyaller yorulma nedeniyle kırılabilir. Böyle bir kırılma olması durumunda kompozit restorasyonların tamir prosedürlerinin uygulanması gerekmektedir. Loomans ve Özcan'ın 2016 yılında yayınladığı rehber takip edilerek tamir işlemi uygulanabilir. Öncelikle kırılan kompozit yüzeyi florür içermeyen bir pat ile veya pomza ile temizlenir, daha sonra marjinal kenar yüzeyleri ince grildi elmas frezle soğuk su altında pürüzlendirilir. Kırılan ve frezlenen kompozit marjinal kenar yüzeyleri % 5 veya % 9.6 oranındaki hidroflorik asit ile, üreticinin direktiflerine göre 20 saniye ile 90 saniye arasında uygulanır. Bu uygulama ile ilgili yüzeylerde gerekli pürüzlendirme işlemi gerçekleştirilmiş olunur. Sonrasında 60 saniye boyunca suyla yıkanır ve kurutulur. Kurutulan kompozit yüzeye tek kat halinde silan uygulanır, hava ile inceltirilir. Adeziv siman silan uygulanan kompozit marjinal kenarları üzerine uygulanır, hava ile kurutulur ve ışınlanır. Son olarak da reçine kompozit materyal yerleştirilir, ışık ile polimerizasyonu gerçekleştirilir ve cila işlemleri yapılarak marjinal kenar kırık restorasyonu tamamlanır (Loomans ve Ozcan 2016). Bizim çalışmamızda uygulamış olduğumuz marjinal kenar yükseltme işlemi her ne kadar bir ön hazırlık olarak gözüксе de aslında daha yapılmamış indirekt restorasyona bir tamir uygulaması şeklinde düşünülmesi gerekmektedir. Çalışmamızda iki ana grup hazırlanmış olup, birinci grup çekilmiş insan molar dişlerinden (Şekil 3-17) (Şekil 3-19), ikinci grup ise Z250 (Şekil 3-8) (Şekil 3-12) kompozitten oluşmaktadır. İki farklı grup oluşturmamızın nedeni, servikal kenarların şekillendirilmesi gerektiği durumlarda kompozit yüzeyine simante olacak indirekt restorasyon ile diş dokularına yapışacak indirekt restorasyonlar arasındaki farkları incelemektir. Dişler uygun şekilde izometrik olarak kesilip (Şekil 3-19) akrillere bağlanmış, kompozitler de akrillere kondanse

edilerek polimerizasyonu yapıp (Şekil 3-11)(Şekil 3-12) tüm diş ve kompozit yüzeyleri zımparalarla standardize edilmiştir (Şekil 3-13) (Şekil 3-15). Toplam 16 grupta inceleme yapılmış olup, hem diş hem de kompozit üzerinde indirekt kompozit reçinelerin kopma dayanımları 2 farklı adeziv simanla yapıştırıldıktan sonra ölçülmüştür. Çalışmamız sonucunda bazı deney gruplarında istatistiksel olarak çok anlamlı farklar çıkmazken, diş ile kompozit kopma dayanımları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde (Tablo 4-4) anlamlı farklar gözlenmiştir. Da Silva ve ark. 2021 yılında servikal kenarları şekillendirerek üzerine uyguladıkları kompozit inleylerin nanosızıntısına bakmışlardır. Bu çalışmada mikrohibrit kompozit olan Z250'yi marjinal kenar yükseltmesinde kullanmışlardır. Z250 mikrohibrit kompozit içerikleri inorganik doldurucu olarak ağırlıkça % 82, hacimsel olarak da % 68 oranında, genellikle 0,01 µm-3,5 µm arasında ortalama 0,6 µm partikül büyüklüğüne sahip zirkonya/silika doldurucu partiküllerinden oluşmaktadır. Organik matriks yapısında ise Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA ve TEGDMA monomerleri bulunmaktadır. Özellikle klinik uygulama sırasında üreticisi tarafından en fazla 2 mm yükseklikte tabakalar şeklinde uygulanmasının ardından 20 sn süreyle polimerize edilmesi gerektiği bildirilmiştir (Da Siva ve ark.2021). Bu bilgiler ışığında marjinal kenar yükseltilmesini taklit eden ikinci grubumuz olan kompozit grubunda Z250 (3M ESPE Almanya) (Şekil 3-8) kullanılmıştır.

Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda, amalgama alternatif olarak posterior dişlerde uygulanan kompozit reçinelerin kullanımı, yetersiz materyal özellikleri, amalgamdan daha düşük kırılma dayanım başarı oranı ve daha fazla klinik problemlere yol açması nedeniyle oldukça sınırlı olduğu bildirilmiştir (O'Brien 2002). Kompozit posterior restorasyonlarda görülen en önemli başarısızlık nedenlerinden birisi oklüzal aşınma olarak belirtilmiştir (Kawai ve Leinfelder 1995). Bu nedenle araştırmacılar kompozit reçine restorasyonları oklüzal aşınmalara karşı daha dayanıklı hale getirmek için yeni ve modifiye reçine bazlı kompozit restorasyon materyalleri ve teknikleri geliştirmişlerdir (Blalock ve ark. 2006). Yapılan çalışmalara bakılarak kompozit reçine restoratif materyallerde doldurucunun morfolojisinin ve doldurucu materyalin yerleştirilme şeklinin aşınma dayanımı üzerinde anlamlı etkisi olduğu bildirilmiştir (Tanimoto ve ark. 2004). Posterior dişlerde indirekt uygulanan inlay ve onlay uygulamaları, direkt kompozit uygulamalarından kaynaklanan yetersiz oklüzal veya proksimal morfolojisinin oluşturulmasını sağlamaktadır. Direkt sistemle kondanse

edilerek yerleştirilen restoratif materyalin ve ağır madde kaybı bulunan dişlerin restorasyonlarının dayanıklılık ve mekanik özelliklerinin eksik kalması gibi problemlerin de indirekt sistemler ile üstesinden gelinmektedir. Ayrıca, laboratuvar aşamalı indirekt kompozit reçine sistemler, intrakoronal posterior restorasyonlar için oldukça ilgi çekici bir estetik alternatif oluşturmaktadır (Howard 1997; Tovatiive Aidan 1997). Çalışmamızda 3 adet indirekt reçine kompozitten 3 mm çaplı ve 3 mm yüksekliğinde (Şekil 3-27) (Şekil 3-30) (Şekil 3-33) silindir bloklar elde edilmiştir. Lava Ultimate bloklarından ise CAD/CAM üzerinde (Şekil 3-15) 3x3 mm çapında silindir dizayn edilip kazanmıştır. Hazırlanan indirekt kompozit reçine bloklar RelyX U200 ve RelyX Ultimate adeziv reçine simanları ile standardize edilen diş ve Z250 kompozit üzerine simante edilmişlerdir.

Çetin ve Ünlü 2012 yılında direkt ve indirekt posterior kompozit reçine restorasyonların klinik aşınma oranlarını incelemişlerdir. *In-vivo* yapılan bu çalışmada hastaların birinci molar dişlerine, doldurucu partikül büyüklükleri farklılık gösteren farklı kompozit reçineler ile restorasyon uygulanmış, 6 ay ve 1 sene sonra kontrolleri yapılmıştır. 6 ay sonra ilk testler uygulandığında en düşük aşınmayı nanohibrit kompozit göstermiştir. Bir sene sonra tekrar testler uygulandığında sonucun değişmediği gözlenmiştir. Bu çalışmaya göre en küçük ve yüzde olarak en fazla doldurucu materyal içeren kompozit reçineler en az aşınmayı göstermektedir (Çetin ve Ünlü 2012). Bir başka çalışmada doldurucu partikül boyutu 100 nm'den büyük olduğunda aşınmanın arttığı gözlenmiştir (Turssi ve ark. 2005). Çetin ve ark. 2013 yılında posterior dişlerde direkt nanofil ve indirekt kompozit reçine restorasyonların 5 senelik klinik takibini yaptıkları çalışmada direkt nanofil kompozitlerin ve indirekt kompozit inlay sistemlerinin oldukça yüksek başarı sağladığı görülmüştür. Çalışmada 22 erkek ve 32 kadın genç hasta üzerinde, her bir hastada iki restorasyon olacak şekilde direkt ve indirekt restorasyonlar yapılmıştır. Tüm restorasyonlar birinci molar ve ikinci molar dişlere uygulanmış olup, dişlerin oklüzal ve proksimal kontaklarının olmasına dikkat edilmiştir. OptoCAD yüzey analiz programı (Breuckmann) kullanılarak indirekt kompozit ölçümleri yapılmış (RapidForm, 2005), standart bilgisayar algoritma yazılımı kullanılarak aşınma miktarları hesaplanmış ve direkt kompozit ile indirekt kompozit gruplarından bir tanesi olan Esteria arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. 3 nanofil ve 2 indirekt kompozit sistemi kullanılan araştırmada indirekt kompozit reçinelerde bizim çalışmamızda bulunan Tescera ATL de kullanılmıştır. Tescera ATL 5 yıllık takip

sonrasında gingival adaptasyon, uzun dönem retansiyon, seconder çürük oluşmaması ve postoperatif hassasiyet oluşmaması açısından %100'lük bir başarı göstermiş, yüzey düzensizliğinde % 95, renkleşmede ise % 70'lik başarı sağlamıştır. Tescera ATL aynı zamanda oklüzal aşınma kuvvetlerine karşı hem diğer indirekt kompozite göre hem de direkt kompozit gruplarına göre daha dayanıklı bulunmuş ve aşınma değerlerinin diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük olduğu bildirilmiştir (Çetin ve ark. 2013).

Çalışmamızda da hem diş hem de kompozit yüzeylerin üzerine her iki simantasyon yöntemleri ile uyguladığımız Tescera ATL grupları en yüksek bağlanma değerlerini göstermiştir. Bu bağlanma değerleri her ne kadar *in-vivo* makaslama testleri sonucunda elde edilmiş olsa da uzun dönemde hasta ağızında uygulanacak Tescera ATL ile yapılmış indirekt kompozit restorasyonlarının Çetin ve ark. 2013 yılında yapılan araştırmada elde ettiği verilere benzer sonuçlara ulaşacağını düşünmekteyiz. Bizim çalışmamız *In-vitro* şartlarda gerçekleştirilmiş olup, yukarıda bahsedilen *in-vivo* çalışmalarla benzer olarak Tescera ATL indirekt kompozit reçine materyalinin diğer gruplara göre anlamlı olarak yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği görülmüştür. Bunun nedeni olarak Tescera ATL nin diğer iki indirekt kompozite göre polimerizasyon işleminde farklılık bulunmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Sadece Tescera ATL de bulunan diğer indirekt kompozit sistemlerinde bulunmayan (Şekil 3-29) su içerisinde ısı ve basınç altında gerçekleşen polimerizasyon yönteminin kompozit üzerine stabil denge kazandırdığını ve bu sonuçla bağlanma aşamasında daha yüksek değerler gösterdiğini düşünmekteyiz.

Chhonkar ve ark. 2016 yılında yaptıkları çalışmada insan diş minesi ile indirekt reçine kompozitlerin yüzey aşınmalarını karşılaştırmışlardır. Çalışmada iki adet indirekt reçine kompozit ve kontrol grubu olarak insan diş minesi kullanılmıştır. Çalışmada kontrol grubu olarak kullanılacak olan diş minesi örnekleri çekilmiş üçüncü molar dişlerin bukkal yüzlerinden alınmıştır. Antagonist olarak ortodontik amaçlarla çekimi yapılmış maksiller premolar dişlerin bukkal kaspları kullanılmıştır. 15 mm çaplı ve 2 mm kalınlığında 10 tane örnek hazırlanıp 7 gün suda bekletilmiş, ilk ağırlık ölçümleri yapıldıktan sonra örnekler aşınma simülasyonuna alınmıştır. Tüm örneklerin aşınma simülasyonundan sonra ağırlık kaybettikleri gözlenmiştir. Kullanılan Ceramage indirekt kompozit materyali ile kontrol grubu arasında kütle kaybı yüzdesi olarak anlamlı fark bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucunda tüm yüzeylerde aşınma simülasyonu uygulaması sonrası yüzey pürüzlülüğünün arttığı ve materyallerde kütle kaybı olduğu

bulunmuştur (Chhonkar ve ark. 2016). Bizim çalışmamızda da Ceramage indirekt kompozit reçine materyali deney grupları üzerinde uygulanarak değerlendirilmiştir (Şekil 3-32) (Şekil 3-33). Chonkar ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızda Ceramage indirekt kompozit reçine materyalinin diş ve kompozite bağlanma dayanımı ölçülmüştür. Sonuç olarak RelyX Ultimate siman ile yapıştırılan deney gruplarında hem diş hem kompozit üzerinde Ceramage indirekt kompozit reçine materyali yüksek bağlanma değerleri göstermiştir. Ceramage indirekt kompozit reçine materyali uygulanan diş ve kompozit materyalleri karşılaştırıldığında diş üzerinde daha yüksek bağlanma değerine sahip olduğu belirlenmiştir (Tablo 4-3). Ceramage indirekt kompozit içerisinde %73 oranında bulunan silikat doldurucular ile kullanılan yapıştırıcı simanlar içerisinde bulunan silan sayesinde iyi bir bağlantı sağladığını ve özellikle diş yapılarına bağlanmada bu bağlantının daha da arttığını düşünmekteyiz.

1990'dan bu yana indirekt kompozitler üzerinde yapılan çalışmalar göstermiştir ki, proksimal kontak, oklüzal anatomi ve marjinal adaptasyon gibi durumlar açısından indirekt kompozitler direkt kompozitlere göre daha başarılı sonuçlar vermektedir (Touati ve Aidan 1997). Eyüboğlu ve ark.2008 yılında molar dişlerde inley restorasyonların mekanik performanslarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda, geniş kavitelerde indirekt seramik ve kompozit inleylerin, dar kavitelerde ise direkt kompozit reçine restorasyonlarının daha uygun olacağını bildirmişlerdir (Eyüboğlu ve ark. 2008). Benzer şekilde Dalphino ve ark. 2002 yılında yaptıkları çalışmada direkt kompozit restorasyon ve indirekt seramik inleylerin kırılma dirençlerini *in-vitro* olarak değerlendirmişler, geniş kaviteye sahip olan dişlerde indirekt restorasyon yapımının daha uygun olabileceğini bildirmişlerdir (Dalphino ve ark. 2002). *İn-vitro* şartlarda gerçekleştirilen çalışmamızda gerek diş gerekse kompozit grubunun üzerine indirekt kompozit örnekler uygulanmış, direkt yöntemle herhangi bir kompozit uygulaması yapılmamıştır. İleride yapılacak araştırmalarda direkt kompozit uygulamasının ilave edilmesi ile diş hekimliğine yönelik referans verecek sonuçlar elde edileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda itme ve baskı kuvvetlerine baktığımızda, marjinal yükseltmeyi taklit eden Z250 kompozit gruplarının diş gruplarından oldukça yüksek dayanım kuvvetine sahip olduğu ve kopma dayanım testinde (Tablo 4-2) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu görülmüştür.

İndirekt kompozit materyalleri ve farklı tipteki yapıştırıcılar kullanıldığında bile marjinal yükseltmeyi taklit eden Z250 kompozit gruplarındaki force ve stres sonuçları (Tablo 4-2) (Tablo 4-3) istatistiksel olarak ileri derecede anlamlılık göstermektedir. Bu nedenle çalışmamızın ikinci hipotezi olan **“Marjinal kenar yükseltilmesini taklit eden Z250 kompozit üzerine uygulanan indirekt restorasyonlar ile diş üzerine uygulanan indirekt restorasyon grupları arasında fark olabileceğini düşünmekteyiz”.** hipotezi kabul edilmiştir. Bunun nedeni olarak, mikrohibrit yapıda universal bir reçine kompozit materyali olan Z250 ile yapıştırıcı reçine siman materyallerinin arasında oluşan polimer bağı nedeni ile yüksek olduğunu düşünmekteyiz. Aynı zamanda diş grubunu oluşturan yüzeylerin sadece dentin dokusu ile sınırlı olmasına ve mine içermemelerinden dolayı dentinde oluşan hibrit tabakanın yetersizliği sonucu daha düşük bir bağlantı oluşturduğu kanısındayız. Bu konu ile ilgili literatür incelediğinde benzerlik gösteren bir çalışmaya rastlanmamıştır. Elde ettiğimiz sonuçlarının ilerleyen yıllarda yapılacak çalışmalara referans olacağını düşünmekteyiz.

Yu ve ark. 2020 yılında yaptıkları bir literatür derlemesinde 802 çalışma incelenmiş, bu çalışmalardan 25 tanesini tam metin olarak değerlendirmiş ve sistematik değerlendirmeler ile meta analiz sonuçlarını ortaya çıkarmışlardır. Çalışmaların tamamı insan premolar ve molar dişleri üzerinde uygulanmıştır. Çalışmalarda simantasyon yapılacak yüzeyler üzerinde mekanik, kimyasal ve miks aşındırmalar yapılmış, kimyasal asitleme yapılan diş yüzeylerinin mekanik abrazyon yapılan diş yüzeylerine göre daha yüksek bağlanma değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Miks tipte karşılaştırıldığında ise kimyasal aşındırmanın anlamlı bir fark göstermediği, mekanik aşındırma ile aralarında anlamlı fark bulunduğu gözlemlenmiştir. Bu meta analizi sonucuna göre dişlere uygulanacak restorasyonların hazırlık aşamalarında dişlerin yüzeylerinin miks veya kimyasal olarak aşındırılarak hazırlanmasının daha uygun olduğu belirtilmiştir (Yu ve ark. 2020). Benzer bir çalışmada Douglas ve Fields indirekt kompozit uygulama yönteminin özellikle dentin-restorasyon yüzey alanı arasında mikro bağlantı açısından oldukça iyi olduğunu belirtmişlerdir (Douglas ve Fields 1989).

Ancak Zorba ve ark.2013 yılında yaptığı çalışmada ise direkt restorasyonlar indirekt restorasyonlara göre daha yüksek kopma dayanım kuvveti göstermiştir (Zorba ve ark. 2013). Zorba ve ark.nın çalışmasında reçine kompozitin dentine bağlanmasındaki kopma dayanım kuvvetinde yüzey şartlarının oldukça büyük etkisinin olduğunu, etch & rinse sistem adeziv materyallerin self-etch sistem adeziv materyallere

göre daha yüksek bağlanma kuvveti olduğunu göstermiştir. Bizim yaptığımız çalışmada da diş ve kompozit disk yüzeyleri önce fiziksel aşındırma ile standart hale getirilmiştir. RelyX U200 ile simante edilen grubun yüzeyi mekanik aşındırma aşamasında bırakılmış, RelyX Ultimate ile simante edilen grubun yüzeyi ise, adeziv siman sisteminin uygulanma prosedürüne uyularak %35 fosforik asit ile kimyasal olarak hazırlanmıştır. Yu ve ark. tarafından yayınlanan meta analizi çalışması ile benzer sonuçlar elde edilmiştir. Kimyasal hazırlık yapılan yüzeylerde adeziv kopma değerlerinin daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Kimyasal hazırlık yapılan gruplarda, %35 fosforik asit uygulamasıyla diş ve kompozit disk grupları yüzeylerindeki smear tabakası uzaklaştırılmış, daha sonra 10-MDP içeren ve bu sayede yapısında silan bulunduran Singlebond (3M ESPE) uygulanarak yüzeyin tutuculuğunun artması sağlanmıştır. Bu nedenle kimyasal hazırlık yapıp RelyX Ultimate Clicker uygulanan diş ve kompozit gruplarının, kimyasal hazırlık yapılmayarak direkt self adeziv olan RelyX U200 uygulanan gruplara göre daha yüksek kopma dayanım kuvvetine sahip olduklarını düşünmekteyiz (Tablo 4-2) (Tablo 4-3). Bunun yanı sıra, kimyasal hazırlık uygulanan ve uygulanmayan diş grupları arasında istatistiksel olarak çok anlamlı fark bulunurken, (Tbalo 4-4) kompozit yüzeyler üzerinde kimyasal hazırlık yapılan ve yapılmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar (Tablo 4-4) gözlenmemiştir. Yoshida ve ark.2012 yılında yaptıkları çalışmada 10-MDP içeren self-etch adeziv materyallerinin diş ile adeziv tabaka arasında kendiliğinden birleşen nano tabakalar oluşturduklarını belirtmişlerdir (Yoshida ve ark. 2012). Peumans ve ark.2010, Toledano ve ark. 2007, ve Feitosa ve ark.2012 yaptıkları klinik çalışmalarla yüksek bağlantı değerlerini doğrulamaktadır. Diş-adeziv ara yüzeyindeki nano tabakalar boyunca uzanan stabil MDP-Ca tuzlarının birikimi, klinik çalışmalarda gözlenen yüksek bağlantı değerlerini açıklayabilmektedir (Feitosa ve ark. 2012; Yoshida ve ark. 2012; Yoshihara ve Ark. 2010; Toledano ve ark. 2007; Peumans 2010). Bizim çalışmamızda da diş yüzeyinde kimyasal hazırlık yapıldığında benzer sonuçlar ortaya çıktığını düşünmekteyiz. İstatistiksel sonuçları incelediğimizde kompozit gruplar üzerinde nanotabakalar oluşmadığını, sadece kompozit monomerlerinin ortaya çıktığını ve bonding uygulaması ile monomerlere bağlanımın arttığını, bunun dışında bağlanmayı artırıcı bir durum olmadığı için de kompozit yüzey üzerinde kimyasal hazırlık yapılan grupla yapılmayan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmediğini düşünmekteyiz (Tablo 4-4). Elde edilen veriler ışığında çalışmamızın birinci hipotezi

olan “Total etch adeziv sistem uygulanan indirekt restorasyonlarla total etch adeziv sistem uygulamayan gruplar arasında farklar olacağı” hipotezi kabul edilmiştir.

Simantasyon aşamasında, reçine siman sertleşene kadar materyaller üzerine statik yükleme yapılması reçine simanın ince olması ve çalışma gruplarında standardizasyonun elde edilmesi açısından oldukça önemlidir. Bu nedenle çalışmalarda deney grupları üzerine polimerizasyon tamamlanana kadar standart ağırlıklar yerleştirilmesi önerilmiştir (Pameijer ve ark. 1996). Bizim çalışmamızda tüm diş ve kompozit yüzeyleri üzerine hazırladığımız 3x3 silindir kompozit reçine bloklar simante edilirken kompozit bloklar üzerine her biri 500±50 gr (Şekil 3-46) (Şekil 3-47) olan ağırlıklar yerleştirilmiştir. Böylece hem tüm deney gruplarında reçine kalınlığı aynı düzeye indirgenmiş, hem de uygulama esnasında standart bir basınç altında polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.

Adeziv reçine siman ve mine arasındaki etkileşim, asidin mineyi çözmesi sonrasında oluşan düzensiz yapılar üzerine reçine monomerlerin infiltrasyonu, sonrasında açığa çıkan hidroksiapatit kristallerinin dişin mine yüzeyindeki porlarda bulunan monomerlerce sarılması şeklinde gerçekleşmektedir (Giannini ve ark.2015). Diş yüzeyine uygulanan %30-40’lık fosforik asit mine yüzeyinde oldukça retantif sonuçlar verir. Fakat %40’ın altındaki konsantrasyonlarda uygulandığında minede daha az kalsiyum çözmesi sonucu zayıf bir bağlantı oluşmaktadır (Özkul ve Küçükeşmen 2012).

Minenin inorganik içeriği dentine göre daha fazla olduğundan uygulanan aside karşı direnci dentine oranla daha fazladır. Bundan dolayı etch&rinse sistemlerin mineyi asitle pürüzlendirme kapasitesi genellikle yeterli iken, self-etch sistemler ise minede yetersiz kalabilmektedir (Van Landuyt ve ark. 2005; Vicente ve ark. 2006). Ayrı asitleme basamağı bulunan adezivler, self-etch adezivlere göre mineye daha yüksek bağlanma kuvvetine sahiptirler. İki aşamalı self-etch adezivler yüksek pH değerine sahiptirler, bu nedenle fosforik asite göre mine demineralizasyonunu daha yüzeyel şekilde gerçekleştirir. O yüzden asitleme aşaması, mineye olan bağlanma kuvvetini artırır. Giannini ve ark.2015 yılında yaptıkları çalışmada iki aşamalı self-etch adezivlerin normal mine ve dentin yüzeylerine kabul edilebilir düzeyde bağlandığı, fakat dokunulmamış mineye veya sklerotik dentine herhangi mekanik işlem yapılmamış aynı kuvvetle bağlanmadıklarını gözlemlemişlerdir (Giannini ve ark. 2015).

Bizim çalışmamızda Z250 kompozit üzerine uygulanan RelyX U200 siman ile adezyonu yapılan indirekt kompozitlerde yapılan kopma dayanım testlerine göre, Tescera ATL indirekt kompozit ile diğer indirekt kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı (Tablo 4-3) (Tablo 4-7) fark bulunmuştur. Özellikle Gradia indirekt kompozit ve Lava Ultimate CAD-CAM blokları ile karşılaştırma yapıldığında yüksek değerler bulunurken, Ceramage indirekt kompozit ile yapılan karşılaştırmada bu değer biraz azalmasına rağmen hala anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Tablo 4-3) (Tablo 4-7). Genel olarak kopma dayanım testlerine bakıldığında Lava Ultimate CAD-CAM blokları en düşük değerleri göstermektedir. Bunun sebebinin Lava Ultimate CAD-CAM blok materyalinin CAD-CAM sistemi ile hazır bloktan (Şekil 3-22) (Şekil 3-23) (Şekil 3-24) kazınması ve herhangi bir polimerizasyon işlemi görmediği için monomer atıklarının uzaklaştırılmadığını ve bu nedenle arayüz bağlantıları oluşturamadığını düşünmekteyiz. Polimerize olan reçine kompozitler arasındaki anlamlı farkların görülmesinin ise polimerizasyon yöntemlerinden kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz. Gradia indirekt kompozit sadece (Şekil 3-26) ışıqla polimerize olurken, Ceramage indirekt kompozit (Şekil 3-32) hem ısı hem ışık kullanılarak polimerize edilmektedir. Bu nedenle Ceramage indirekt kompozit ve Tescera ATL indirekt kompozit arasında bulunan istatistiksel farkın Gradia indirekt kompozit ve Lava Ultimate CAD-CAM blok'a göre daha az olduğunu düşünmekteyiz (Tablo 4-3) (Tablo 4-7). Tescera ATL indirekt kompozit materyalinin polimerizasyon aşaması indirekt kompozitler arasında en karmaşık ve en zor olanıdır. Üç mekanizmayla (Şekil 3-29) polimerizasyonu sağlanmaktadır. İlk olarak çok sayıda ışık yansıtıcı boncuklar içeren Light Cup içerisine yerleştirilen Tescera ATL indirekt kompozit, 60 psi basınç altında 2 dakika polimerize edilir. Işık polimerizasyonu başlamadan önce basınç uygulandığı için içerisindeki hava kabarcıklarının elimine olması sağlanır. Işık yansıtıcı boncuklar sayesinde de ışığın her yönden restorasyona yansması mümkün olmaktadır. Işık kabındaki uygulamadan sonra su içerisinde ısı uygulanan Heat Cup (1300 °C, 10-13 dk) içerisine restorasyon alınır ve nihai polimerizasyon tamamlanır. Bu işlem sırasında istenmeyen serbest oksijen radikalleri absorbe edilir ve residüel monomer oranı azaltılarak restorasyonun hem bağlanma değerleri, hem de renk stabilitesi, homojenlik, aşınmaya ve deformasyona karşı direnç gibi özellikleri de artırılmış olur (İlday ve Urvasızoğlu 2009). Bu nedenlerden dolayı Tescera ATL indirekt kompozit'nin tüm deney gruplarında en yüksek bağlanma dayanım değerlerini verdiğini düşünmekteyiz. Kompozit restorasyon

üzerine uygulanan indirekt restorasyonlarda Lava Ultimate CAD-CAM blok ile simantasyon yapıldığında daha düşük bir kırılma dayanımı gözlenirken Ceramage indirekt kompozit, Gradia indirekt kompozit ve özellikle Tescera ATL indirekt kompozit ile simantasyon sonucunda oldukça yüksek kırılma dayanım kuvvetlerine sahip oldukları görülmüştür (Tablo 4-3) (Tablo 4-7).

Bunun nedenini kompozit-kompozit arasında gerçekleşen bağlantının, kompozit-hibrit kompozit bloklar ile gerçekleşen bağlantıdan daha iyi olduğunu düşünmekteyiz.

Kompozit yüzeylerde gerçekleşen oksijen inhibisyon tabakasının hibrit kompozitler ile gerçekleşen arayüz bağlantısında negatif bir etkisinin olabileceği kanısındayız. Oysaki kompozit-kompozit bağlantılarında hem indirekt hemde direkt olarak hazırladığımız örneklerde oksijen inhibisyon tabakası elde edilebildiğini düşünmekteyiz. Çalışmamızın üçüncü hipotezi olan **“CAD-CAM bloklardan elde edilen indirekt kompozitler ile laboratuvar ortamında farklı polimerizasyon teknikleri kullanılarak hazırlanmış indirekt kompozit arasında fark olabileceği” hipotezi kabul edilmiştir.**

Z250 kompozit üzerine indirekt kompozit bloklarının RelyX Ultimate ile simante edildiği deney gruplarında yapılan kopma dayanım testlerinde ise, tüm deney gruplarında anlamlı fark olduğu gözlenmiştir (Tablo 4-3) (Tablo 4-7). Özellikle Tescera ATL indirekt kompozit ile kompozit adezyonu uygulanan bloklarda oldukça yüksek kopma dayanım kuvveti tespit edilmiş olup, Ceramage indirekt kompozit ve Gradia indirekt kompozit’te bu değerler biraz azalıp, Lava Ultimate-CAD-CAM blok kompozit bağlantısında minimuma inmiştir (Tablo 4-3) (Tablo 4-7). Bu sonuçla kullanılan yapıştırma simanına bakılmaksızın kompozit üzerine uygulanan indirekt kompozit uygulamasının istenen bağlantı kuvvetini gösterdiğini görmekteyiz (Tablo 4-3) (Tablo 4-7).

Vafae ve ark.2016 yılında yaptıkları bir çalışmada 2 adet nanoseramik CAD/CAM kompozit reçine blok (Lava Ultimate ve Vita Enamic) ile lityum disilikat cam seramik bloğun (IPS E-max CAD) esneme kuvvetleri karşılaştırılmıştır. 2 CAD/CAM nanoseramik blok ve lityum disilikat cam seramik bloğun esneme kuvvetleri arasında oldukça anlamlı fark bulunmuştur. Bütün bu yöntemlerde hala sınırlandırmalar olsa da, polimer bazlı restoratif materyallerin ISO standartlarına göre kuvvet testlerinin yapılması için hala 3 nokta bükme testi uygulanmaktadır. Bu çalışmanın sonucunda incelenen kompozit reçinelerin esneme kuvvetleri diğer

araştırmacılarla benzer sonuçlar vermiştir (Vafae ve ark. 2016; Awada ve Nathanson 2015). Çalışmamızda diş üzerinde yapılan deneylerde, dört indirekt kompozit grubuyla da yapılan adeziv simantasyonlar sonucu, RelyX U200 ile yapılan simantasyonlardaki itme ve baskı kopma dayanımlarının, RelyX Ultimate ile yapılan simantasyonlardan daha düşük olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4-3) (Tablo 4-6). RelyX U200 (3M ESPE), self –adeziv sistemler arasında 13µm ile en yüksek film kalınlığına sahip olan simandır(Şekil 3-36) (Ok ve ark. 2014).

İçeriğindeki doldurucu partikül miktarının yüksek olması film kalınlığının artmasına bu sebeplede itme ve baskı kopma dayanımlarına daha az direnç gösterdiğini düşünmekteyiz. Bunun yanısıra daha önce belirtmiş olduğumuz gibi RelyX Ultimate uygulamasından önce yapılan asitleme ve adeziv reçine uygulanmasının da diş-indirekt kompozit arasında bağlantı kuvvetinin artırdığı kanısındayız (Tablo 4-3) (Tablo 4-6). Z250 kompozit bloklar üzerine yapılan adeziv simantasyonlar sonrası uygulanan kopma dayanım testleri sonucu yapılan ölçümlerde ise Rely X Ultimate ve Rely X U 200 simantasyon yöntemleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 4-4) (Tablo 4-3).

Çalışmamızda, Tescera ATL indirekt kompozitinin RelyX U200 ile simante edildiği gruplarda yapılan kopma dayanım testlerinde diş ile Z250 kompozit arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark görülmüştür (Tablo 4-5). Ceramage indirekt kompozitinin RelyX U200 ile simante edildiği gruplarda yapılan kopma dayanım testlerinde diş ile Z250 kompozit arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark görülmüştür (Tablo 4-5). Gradia indirekt kompozitinin RelyX U200 ile simante edildiği gruplarda yapılan kopma dayanım testlerinde diş ile Z250 kompozit arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 4-5). Lava Ultimate indirekt kompozit bloklarının RelyX U200 ile simante edildiği gruplarda ise diş ile Z250 kompozit arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark görülmüştür (Tablo 4-5). Z250 kompozitler üzerine uygulanan grupların hepsinde bağlantı kuvveti diş üzerine uygulanan gruplardan yüksek kopma değerleri vermiştir (Tablo 4-7). Bunun sebebinin daha önce bahsedilmiş olduğu gibi kompozit-kompozit arasında oluşan polimer bağları sebebi ile olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda, Tescera ATL indirekt kompozitinin RelyX Ultimate ile simante edildiği gruplarda yapılan kopma dayanım testlerinde diş ile Z250 kompozit arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir (Tablo 4-5). Ceramage indirekt kompozitinin RelyX Ultimate ile simante edildiği gruplarda da diş ve Z250

kompozitinin kopma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (Tablo 4-5). Gradia indirekt reçine kompozitin RelyX Ultimate ile simante edildiği gruplarda da diş ile Z250 kompozit arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemişken (Tablo 4-5), Lava Ultimate CAD-CAM bloklarının RelyX Ultimate ile simante edildiği gruplarda diş ile Z250 kompozit'nin kopma dayanım kuvvetleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark görülmüştür (Tablo 4-5). Z250 kompozitler üzerine uygulanan grupların hepsinde bağlantı kuvveti diş üzerine uygulanan gruplardan yüksek kopma değerleri vermiştir ama sadece Lava Ultimate CAD-CAM blokları grubunda istatistiksel olarak farklılık gözlenmiştir (Tablo 4-2) (Tablo 4-5). Bunun sebebinin daha önce bahsetmiş olduğumuz gibi hibrit kompozit üzerine uygulanan silanlanmış doldurucular içerikli Rely X Ultimate sebebi ile olduğunu düşünmekteyiz. Diğer gruplarda istatistiksel olarak farklılık göstermemesinin sebebini de yüzey hazırlığı olarak uygulanan %37'lik fosforik asit ve Single Bond Universal sonucu olduğu kanısındayız.

Dental restorasyonlarda kullanılan materyallerin kuvvet dayanım ölçümlerinde farklı test yöntemlerinin uygulanabilirliği ve başarısı incelenip, en iyi testin kopma dayanım testleri (micro shear bond test) olduğuna kanaat getirilmiştir (Olio 1993). Bizim çalışmamızda da kopma dayanım testleri uygulanıp sonuçları değerlendirilmiştir. Kopma dayanım testleri MTS-858 Mini Bionix – II ile uygulanmıştır. Standart olarak her bir deney grubu üzerine itme kuvveti uygulanıp hangi materyalin hangi kuvvette kırıldığına bakılmıştır (Şekil 3-48).

Harrorlı ve ark.2015 yılında yaptıkları çalışmada, farklı yüzey hazırlıklarının self etch reçine siman ile simante edilen indirekt reçine kompozitlerin makaslama kuvvetlerine etkisini araştırmışlardır. Yüzeye kumlama, fosforik asit ile asitleme, Er, Cr:YSGG lazerle uygulamaları yapılmış ve her birinde kopma dayanımları ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda olduğu gibi bu çalışmada da kırılma tiplerini incelemek için SEM kullanılmış, bazı gruplarda adeziv kopma, bazılarında ise koheziv kopma daha fazla görülmüştür (Harrorlı ve ark. 2015). Leevailoj ve ark. yaptıkları çalışmada farklı bonding ajanları ve teknikleri kullanarak dualcure ve self cure reçine kompozit materyallerinin makaslama bağlanma kuvvetlerini *invitro* olarak inceleyerek SEM analizi ile kopma tiplerini değerlendirmişlerdir (Leevailoj ve ark. 2007). Bizim çalışmamızda da benzer olarak kopma dayanım testleri uygulandıktan sonra tüm deney grupları öncelikle kopma tipinin belirlenmesi için ışık mikroskobu (Şekil 3-50) altında

incelemeye alınmış ve hangi tip kopmanın gerçekleştiğine bakılmıştır. Daha sonra tüm deney grupları (Şekil 3-54) Au-Pd ile kaplanarak SEM (Zeiss EVO LS10) (Şekil 3-48) altında incelemeye alınmıştır. Elde edilen sonuçlara bakıldığında diş üzerine uygulanan indirekt kompozit restorasyonlarda en çok (Tablo 4-8) (Tablo 4-9) adeziv kopma gözlenmiş olup, self adeziv siman sistemiyle simante edilen restorasyonlarda adeziv kopma miktarı daha fazla görülmüştür (Tablo 4-8). Diğer kopma tipleri ile adeziv kopma miktarı arasında oldukça anlamlı fark gözlenmiştir. Diş üzerine uygulanan Lava Ultimate, Gradia, Ceramage ve Tescera ATL indirekt kompozitlerinin kopma dayanım değerlerine bakıldığında, tamamında Relyx U200 adeziv siman ile simante edilen grupların Rely X Ultimate adeziv siman ile simante edilen gruplara göre daha zayıf bağlantıda olduğu ve adeziv kopmanın daha fazla meydana geldiği gözlenmiştir (Şekil 4-18). Kompozit diskler üzerine uygulanan adeziv sistemlere bakıldığında yine self adeziv simanla simante edilen deney gruplarında kopma miktarı daha fazla gözlenmiş olup, en fazla görülen kopma çeşidi koheziv kopma olmuştur.

Kompozit üzerine uygulanan indirekt restorasyonların kırılma dayanımlarında kırılma tipleri arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Fakat Lava Ultimate indirekt kompozit materyaliyle hem diş, hem Z250 üzerine hazırlanan tüm gruplarda Lava Ultimate sadece adeziv kopma göstermiştir. Bunun yanısıra, diş üzerine RelyX U200 ile simante edilen tüm gruplarda da sadece adeziv kopma gözlenmiştir (Şekil 4-19). Diğer deney gruplarında ise hem indirekt kompozit materyalleri arasında, hem de adeziv siman tipleri arasında kopma tiplerine bakıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemektedir. Kopma kuvvetlerine bakıldığında self adeziv sistemle simante edilen grupların kopma kuvvetleri ile total etch sistemle simante edilen grupların kopma kuvvetleri arasında anlamlı derecede fark bulunmuş olup, total-etch sistem adezivlerin kopma kuvvet değerlerinin daha yüksek olduğu ve total etch sistem adezivlerde adeziv kopmanın daha az olduğu, bu nedenle self adeziv sisteme göre daha dayanıklı oldukları görülmüştür. Hem diş hem de kompozit disk deney grupları üzerine uygulanan indirekt restorasyon gruplarında kopma kuvveti derecesi en düşük olan materyal Lava Ultimate olarak belirlenmiştir.

SONUÇLAR

1. Yüzeye asit ve bonding uygulanan adeziv reçine siman sistemlerinin self-adeziv sistemlere göre daha yüksek bağlanma dayanım kuvvetine sahip olduğu görülmüştür.
2. İndirekt restorasyon materyalleri kompozit üzerinde dişe göre çok daha iyi bir bağlanma göstermiştir. Aynı zamanda kopma dayanım kuvvetleri de daha yüksek değerdedir. Çok derin kavitelerde gerçekleştirilen marjinal kenar şekilendirilmesi işlemi sadece indirekt restorasyonun simantasyonu sırasında oluşabilecek sorunları gidermeyip aynı zamanda yüksek bağlantı kuvveti ile daha uzun ömürlü restorasyonların elde edilmesine olanak sağlamaktadır.
3. Tescera ATL, indirekt kompozit grupları arasında en yüksek bağlanma direnç kuvvetini göstermiştir.
4. Lava Ultimate, indirekt kompozit grupları arasında en düşük bağlanma dayanım kuvvet değerini göstermiştir.
5. Stereomikroskop ile kırılma tipleri incelemelerine göre Z250 kompozit gruplarında en çok koheziv tip kırılmanın olduğu, diş gruplarında ise adeziv tip kırılmanın meydana geldiği görülmüştür.

KAYNAKLAR

3M ESPE. (2021). https://www.3m.com/3M/en_US/p/d/v000070613/

Abad-Coronel, C., Naranjo, B., & Valdiviezo, P. (2019). Adhesive systems used in indirect restorations cementation: Review Of The Literature. *Dentistry Journal*, **7(3)**, 71.

Abdullah, A., Muhammed, F., Zheng, B., & Liu, Y. (2018). An overview of computer aided design/computer aided manufacturing (cad/cam) in restorative dentistry. *Journal Of Dental Materials And Techniques*, **7(1)**, 1-10.

Abo-Hamar, S. E., Hiller, K. A., Jung, H., Federlin, M., Friedl, K. H., & Schmalz, G. (2005). Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clinical Oral Investigations*, **9(3)**, 161-167.

Al-Assaf, K., Chakmakchi, M., Palaghias, G., Karanika-Kouma, A., & Eliades, G. (2007). Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dental Materials*, **23(7)**, 829-839.

Albers, H. F. (2002). Tooth-colored restoratives: Principles And Techniques. *Pmpha Usa*.

Al-Ehaideb, A., & Mohammed, H. (2000). Shear bond strength of “One Bottle” dentin adhesives. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **84(4)**, 408-412.

Alharbi, A., Rocca, G. T., Dietschi, D., & Krejci, I. (2014). Semidirect composite onlay with cavity sealing: a review of clinical procedures. *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry*, **26(2)**, 97-106.

Al-Salehi, S. K., & Burke, F. J. T. (1997). Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence International*, **28(11)**.

Altintas, S., Eldeniz, A. U., & Usumez, A. (2008). Shear bond strength of four resin cements used to lute ceramic core material to human dentin. *Journal Of Prosthodontics: Implant, Esthetic And Reconstructive Dentistry*, **17(8)**, 634-640.

Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). Phillips' science of dental materials 12th ed st. louis: Saunders, **100(7)**, 483-90.

Anusavice, K.J. (2003). Philips's science of dental materials. (11th Edition.) *W.B. Saunders Company*, Pennsylvania.

Arıkan, S. (2005). Posterior kompozit restorasyonlar. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **8**, 63-70.

Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A Critical Review Of “Micro” Bond Strength Test Methods. *Dental Materials*, **26(2)**, E50-E62.

Asar, N. V., & Çakırbay, M. (2013). Zirkonya-Rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontologica Turcica*, **30(3)**, 162-8.

Attar, N., Tam, L. E., & McComb, D. (2003). Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **89(2)**, 127-134.

Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic cad/cam restorative materials. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **114(4)**, 587-593.

Baran, G., Boberick, K., & Mccool, J. (2001). Fatigue of restorative materials. *Critical Reviews In Oral Biology & Medicine*, **12(4)**, 350-360.

Barkmeier, W. W., Erickson, R. L., & Latta, M. A. (2009). Fatigue limits of enamel bonds with moist and dry techniques. *Dental Materials*, **25(12)**, 1527-1531.

Baroudi, K., & Rodrigues, J. C. (2015). Flowable resin composites: A Systematic Review And Clinical Considerations. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research: Jcdr*, **9(6)**, Ze18.

Bayram, İ. N. C. E., Dalli, M., Bahşi, E., Sahbaz, C., Çolak, H., & Ercan, E. (2009). Sınıf II kavitelerdeki üç farklı adeziv sistemin mikrosızıntılarının sem ile in vitro olarak incelenmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, **12(2)**, 111-118.

Beauchamp, J., Caufield, P. W., Crall, J. J., Donly, K., Feigal, R., Gooch, B., ... & Simonsen, R. (2008). Evidence-based clinical recommendations for the use of pit-and-fissure sealants, *The Journal Of The American Dental Association*, **139(3)**, 257-268.

BISCO. (2021). *Composites*. Dental Adhesive and Dental Cement Products | BISCO Dental. <https://www.bisco.com/store/composites/>

Bitter, K., Priehn, K., Martus, P., & Kielbassa, A. M. (2006). In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **95**(4), 302-310.

Blalock, J. S., Holmes, R. G., & Rueggeberg, F. A. (2006). Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **96**(6), 424-432.

Blatz, M. B., Sadan, A., & Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **89**(3), 268-274.

Bonilla, E. D., Stevenson, R. G., Yashar, M., & Caputo, A. A. (2003). Effect of application technique and dentin bonding agent interaction on shear bond strength. *Operative Dentistry-University Of Washington*, **28**(5), 568-573.

Bowen, R.L. (1962). Dental filling material comprising vinyl silane treated silica and a binder consisting of reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate, Us Patent (Us3066)

Breeding, L. C., Dixon, D. L., & Caughman, W. F. (1991). The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **65**(4), 512-518.

Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal Of Dental Research*, **34**(6), 849-853.

Burgess, J. O., Ghuman, T., Cakir, D., & Swift, Jr, E. J. (2010). Self- adhesive resin cements. *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry*, **22**(6), 412-419.

Burke, F. J., Wilson, N. H., & Watts, D. C. (1992). The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Operative Dentistry*, **18**(6), 230-236.

Burrow, M. F., Sano, H., Nakajima, M., Harada, N., & Tagami, J. (1996). Bond Strength to crown and root dentin. *American Journal Of Dentistry*, **9**(5), 223-229.

Canpolat, C. (2001). Farklı iki seromer materyalinden yapılmış inleylerin farklı iki resin simanla yapıştırılması sonucu ortaya çıkan kenar uyumu ve kenar sızıntısının incelenmesi (*Doctoral Dissertation, Marmara Universitesi (Turkey)*).

Cardoso, P. D. C., Lopes, G. C., Vieira, L. C. C., & Baratieri, L. N. (2005). Effect of solvent type on microtensile bond strength of a total-etch one-bottle adhesive system to moist or dry dentin. *Operative Dentistry-University Of Washington*, **30(3)**, 376.

Cardoso, P. E., Braga, R. R., & Carrilho, M. R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, **14(6)**, 394-398.

Carvalho, R. M., Pegoraro, T. A., Tay, F. R., Pegoraro, L. F., Silva, N. R. F. A., & Pashley, D. H. (2004). Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *Journal Of Dentistry*, **32(1)**, 55-65.

Ceballos, L., Camejo, D. G., Fuentes, M. V., Osorio, R., Toledano, M., Carvalho, R. M., & Pashley, D. H. (2003). Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *Journal Of Dentistry*, **31(7)**, 469-477.

Cetin, A. R., & Unlu, N. (2012). Clinical wear rate of direct and indirect posterior composite resin restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **32(3)**, E87-94.

Cetin, A. R., Unlu, N., & Cobanoglu, N. (2013). A five-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite resin restorations in posterior teeth. *Operative Dentistry*, **38(2)**, E31-E41.

Chang, J. C., Hart, D. A., Estey, A. W., & Chan, J. T. (2003). Tensile bond strengths of five luting agents to two cad-cam restorative materials and enamel. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **90(1)**, 18-23.

Chappell, R. P., Eick, J. D., Mixson, J. M., & Theisen, F. C. (1990). Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of four dentinal adhesives. *Quintessence International*, **21(4)**.

Chauhan, N. S., Meghwal, K., Punjabi, P. B., Chaudhary, J., & Kataria, P. (2015). Dental polymers: Applications. encyclopedia of biomedical polymers and polymeric biomaterials, *Taylor And Francis: New York*, 2501-2522.

Chhonkar, D. P. S., Gujjalapudi, M., Mishra, H., Pasha, K. A., Bashetty, S. J., & Dammani, B. G. (2016). Comparative evaluation of wear of indirect resin composites with human enamel. *Journal Of International Oral Health*, **8(10)**, 958.

Cho, B. H., & Dickens, S. H. (2004). Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dental Materials*, **20(2)**, 107-115.

Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry: State Of The Art. *The Journal Of The American Dental Association*, **132(9)**, 1301-1303.

Craig, R. G., & Powers, J. M. (2002). Restorative dental materials 10. *St. Louis (Mo): Mosby*, 1-5.

D'arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G. D., & De Angelis, F. (2016). Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **115(3)**, 350-355.

da Silva Ferreira, S., Hanashiro, F. S., de Souza-Zaroni, W. C., Turbino, M. L., & Youssef, M. N. (2010). Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd: YAG or Er: YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomedicine and Laser Surgery*, **28(4)**, 471-475.

Da Silva, D., Ceballos, L., & Fuentes, M. V. (2021). Influence of the adhesive strategy in the sealing ability of resin composite inlays after deep margin elevation. *Journal Of Clinical And Experimental Dentistry*, **13(9)**, E886.

Dalpino, P. H., Francischone, C. E., Ishikiriama, A., & Franco, E. B. (2002). Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *American Journal Of Dentistry*, **15(6)**, 389-394.

D'arcangelo, C., Vanini, L., Prosperi, G. D., Bussolo, G. D., De Angelis, F., D'amario, M., & Caputi, S. (2009). The influence of adhesive thickness on the microtensile bond strength of three adhesive systems. *Journal Of Adhesive Dentistry*, **11(2)**.

Darr, A. H., & Jacobsen, P. H. (1995). Conversion of dual cure luting cements. *Journal Of Oral Rehabilitation*, **22(1)**, 43-47.

Dayangaç, B. (2000). Kompozit rezin restorasyonlar. *Ankara, Güneş Kitabevi*.

Dayangaç, B. (2011). Kompozit restorasyonlar. *Quintessence Yayıncılık*.

De Munck, J. D., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue, *Journal Of Dental Research*, **84(2)**, 118-132.

De Munck, J., Braem, M., Wevers, M., Yoshida, Y., Inoue, S., Suzuki, K., ... & Van Meerbeek, B. (2005). Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces. *Biomaterials*, **26(10)**, 1145-1153.

Denissen, H., Dozić, A., Van Der Zel, J., & Van Waas, M. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered cicero, cerec, and procera onlays. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **84(5)**, 506-513.

Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., & Haselton, D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **81(2)**, 135-141.

Dietschi, D., & Spreafico, R. (1997). Adhesive metal free restorations. Berlin, German: *Quintessence*.

Dikbaş, İ., Köksal, T., & Nuray, Ç. A. P. A. (2007). Seramik inley ve onley restorasyonlar/ceramic inlay and restorations. *Journal Of Istanbul University Faculty Of Dentistry*, **41(1-2)**, 71-82.

Douglas, R. D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of prosthetic dentistry*, **83(2)**, 166-170.

Douglas, W. H., Fields, R. P., & Fundingsland, J. (1989). A comparison between the microleakage of direct and indirect composite restorative systems. *Journal Of Dentistry*, **17(4)**, 184-188.

Duke, E. S. (1999). The introduction of a new class of composite resins ceromers. *Compendium Of Continuing Education In Dentistry*, **20(3)**, 246-247.

Dursun, Mn (2019). Kompozit tamirinde farklı yüzey hazırlama yöntemlerinin ve yaşlandırma sürelerinin bağlanma dayanıklılığına etkisi.

Efeoğlu, A., Erdemir, A., Öncel, Ö. (2000) Başlangıçtan günümüze diş hekimliği. *Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul*.

Eick, J. D., Gwinnett, A. J., Pashley, D. H., & Robinson, S. J. (1997). Current concepts on adhesion to dentin. *Critical Reviews In Oral Biology & Medicine*, **8(3)**, 306-335.

El-Badrawy, W. A., & El-Mowafy, O. M. (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **73(6)**, 515-524.

Eliades, T., Gioka, C., Heim, M., Eliades, G., & Makou, M. (2004). Color stability of orthodontic adhesive resins. *The Angle Orthodontist*, **74(3)**, 391-393.

Erdemir, U., (2020). Restoratif diş tedavisi akıl notları. *Güneş Kitabevi Ankara*.

Erdemir,U.,(2021). Estetik diş hekimliği akıl notları. *Güneş Kitabevi Ankara*.

Ergün, G., & Yenisey, M. (2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit (fgk) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (sem) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (eds) yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **7(2)**, 73-81.

Ergüven, S. (2005). Adeziv rezin ve rezin modifiye cam iyonomer simanın feldspatik seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerle olan bağlantı kuvvetlerinin invitro olarak değerlendirilmesi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İstanbul.

Ertugrul, H. Z., & Ismail, Y. H. (2005). An In vitro comparison of cast metal dowel retention using various luting agents and tensile loading. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **93(5)**, 446-452.

Eyüboğlu, T. F., Banu, Ö. N. A. L., Erdilek, N., Gören, B., & Ergücü, Z. (2008). Molar dişlerde inley restorasyonların mekanik performansının incelenmesi: 3-boyutlu sonlu elemanlar analizi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **25(1)**, 27-33.

Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside cad/cam restorations. *Compend Contin Educ Dent*, **31(9)**, 702-4.

Feitosa, V. P., Correr, A. B., Correr-Sobrinho, L., & Sinhoreti, M. A. (2012). Effect of a new method to simulate pulpal pressure on bond strength and nanoleakage of dental adhesives to dentin. *J Adhes Dent*, **14(6)**, 517-524.A

Feitosa, V. P., Sauro, S., Watson, T. F., Correr, A. B., Osorio, R., Toledano, M., ... & Sinhoreti, M. A. C. (2012). Evaluation of the micro-mechanical strength of resin bonded–dentin interfaces submitted to short-term degradation strategies. *Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*, **15**, 112-120.B

Ferracane, J. L., Stansbury, J. W., & Burke, F. J. T. (2011). Self- adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *Journal Of Oral Rehabilitation*, **38(4)**, 295-314.

Fowler, C. S., Swartz, M. L., Moore, B. K., & Rhodes, B. F. (1992). Influence of selected variables on adhesion testing. *Dental Materials*, **8(4)**, 265-269.

Frankenberger, R., Krämer, N., & Petschelt, A. (1999). Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clinical Oral Investigations*, **3(1)**, 11-17.

Freedman, G. A. (2011). Contemporary esthetic dentistry E-book. *Elsevier Health Sciences*.

Gallo 3rd, J. R., Henderson, M., & Burgess, J. O. (2000). Shear bond strength to moist and dry dentin of four dentin bonding systems. *American Journal Of Dentistry*, **13(5)**, 267-270.

Garberoglio, R., & Brännström, M. (1976). Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Archives Of Oral Biology*, **21(6)**, 355-362.

Garg, N., & Garg, A. (2010). Textbook of operative dentistry. *Boydell & Brewer Ltd*.

GC. (2021). GRADIA Indirect restoration system. GC America. <https://www.gcamerica.com/lab/products/GRADIA/>.

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.

Ghavam, M., Amani-Tehran, M., & Saffarpour, M. (2010). Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. *Operative Dentistry*, **35(6)**, 605-609.

Ghazy, M., El- Mowafy, O., & Roperto, R. (2010). Microleakage of porcelain and composite machined crowns cemented with self- adhesive or conventional resin cement. *Journal Of Prosthodontics: Implant, Esthetic And Reconstructive Dentistry*, **19(7)**, 523-530.

Giannini, M., Makishi, P., Ayres, A. P. A., Vermelho, P. M., Fronza, B. M., Nikaido, T., & Tagami, J. (2015). Self-etch adhesive systems: A Literature Review. *Brazilian Dental Journal*, **26**, 3-10.

Griggs, J. A. (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics Of North America*, **51(3)**, 713-727.

Guedes Pontes, D., Tavares De Melo, A., & Monnerat, A. F. (2002). Microleakage of new all-in-one adhesive systems on dentinal and enamel margins. *Quintessence International*, **33(2)**.

Güven, Y., & Aktören, O. (2014). Adezif sistemlerin yapısal özelliklerinin adezif sistem-diş yüzeyi bağlantısındaki rolü. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* , **48 (2)**, 57-65.

Gwinnett, A. J. (1992). Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. *American Journal Of Dentistry*, **5(3)**, 127-129.

Gwinnett, A. J., & Kanca 3rd, J. A. (1992). Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *American Journal Of Dentistry*, **5(2)**, 73-77.

Gwon, B., Bae, E. B., Lee, J. J., Cho, W. T., Bae, H. Y., Choi, J. W., & Huh, J. B. (2019). Wear characteristics of dental ceramic cad/cam materials opposing various dental composite resins. *Materials*, **12(11)**, 1839.

Hagge, M. S., & Lindemuth, J. S. (2001). Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 dentin adhesive systems. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **86(6)**, 620-623.

Halaçoğlu, M., Tuncer, D., & Arhun, N. (2015). İndirekt posterior restorasyonlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*, **5**, 98-103.

Hara, A. T., Pimenta, L. A. F., & Rodrigues Jr, A. L. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, **17(2)**, 165-169.

Harorli, O. T., Barutcuğil, C., Kirmali, O., & Kapdan, A. L. P. E. R. (2015). Shear bond strength of a self-etched resin cement to an indirect composite: Effect Of Different Surface Treatments. *Nigerian Journal Of Clinical Practice*, **18(3)**, 405-410.

Hashimoto, M., Ohno, H., Kaga, M., Endo, K., Sano, H., & Oguchi, H. (2001). Fractographical analysis of resin-dentin bonds. *American Journal Of Dentistry*, **14(6)**, 355-360.

Hayashi, M., Miura, M., Nishimura, N., Takeshige, F., & Ebisu, S. (2000). Effect of cavity form and setting expansion of refractory dies on adaptability of fired ceramic inlays. *Operative Dentistry*, **25**, 33-39.

Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **88**(1), 4-9.

Heymann, H. O., & Bayne, S. C. (1993). Current concepts in dentin bonding: Focusing on dentinal adhesion factors. *The Journal Of The American Dental Association*, **124**(5), 26-36.

Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T., ... & Peumans, M. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials*, **23**(1), 71-80.

Hornbrook, D., & Crispin, B. (1994). Indirect and direct composite restorations. *B. Crispin, Contemporary esthetic dentistry: Practice fundamentals*, Quintessence Pub. Co., London, 137-154.

Howard, N. Y. (1997). Advanced use of an esthetic indirect posterior resin system. *Compendium of continuing education in dentistry*, **18**(10), 1044-6.

Ikejima, I., Nomoto, R., & McCabe, J. F. (2003). Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental Materials*, **19**(3), 206-211.

Imazato, S., Tarumi, H., Kato, S., & Ebisu, S. (1999). Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer Mdpb. *Journal Of Dentistry*, **27**(4), 279-283.

Iso Technical Report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure 2003; 1-24.

İlday, A. G. D. N. Ö., & Urvasızoğlu, A. G. D. N. (2009). İndirekt kompozit inley restorasyonlar ile direkt kompozit restorasyonların mikrosızıntı yönünden karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **(2)**, 76-84.

Jackson, R. D., & Morgan, M. (2000). The New posterior resins and: A simplified placement technique. *The Journal Of The American Dental Association*, **131(3)**, 375-383.

Jacobsen, P. H., & Rees, J. S. (1992). Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *International Dental Journal*, **42(3)**, 145-149.

Jain, V., Platt, J. A., Moore, B. K., & Borges, G. A. (2009). In vitro wear of new indirect resin composites. *Operative Dentistry*, **34(4)**, 423-428.

Jedrychowski, J. R., Caputo, A. A., & Kerper, S. (1983). Antibacterial and mechanical properties of restorative materials combined with chlorhexidines. *Journal Of Oral Rehabilitation*, **10(5)**, 373-381.

Jensen, M. E., Redford, D. A., Williams, B. T., & Gardner, F. (1987). Posterior etched-porcelain restorations: An In Vitro Study. *Compendium (Newtown, Pa.)*, **8(8)**, 615-7.

Jones, D. W. (1985). Development of dental ceramics. an historical perspective. *Dental Clinics Of North America*, **29(4)**, 621-644.

Jung, H., Friedl, K. H., Hiller, K. A., Haller, A., & Schmalz, G. (2001). Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clinical Oral Investigations*, **5(3)**, 156-161.

Kamble, S. S., Kandasamy, B., Thillaigovindan, R., Goyal, N. K., Talukdar, P., & Seal, M. (2015). In vitro comparative evaluation of tensile bond strength of 6th, 7th and 8th generation dentin bonding agents. *Journal Of International Oral Health: Jioh*, **7(5)**, 41.

Kameyama, A., Bonroy, K., Elsen, C., Lşhrs, A. K., Suyama, Y., Peumans, M., ... & De Munck, J. (2015). Luting of cad/cam ceramic inlays: Direct composite versus dual-cure luting cement. *Bio-Medical Materials And Engineering*, **25(3)**, 279-288.

Kanca 3rd, J. (1997). One step bond strength to enamel and dentin. *American Journal Of Dentistry*, **10(1)**, 5-8.

Kansal, R., Rani, S., Kumar, M., Kumar, S., & Issar, G. (2018). Comparative evaluation of shear bond strength of newer resin cement (relyx ultimate and relyx u200) to lithium disilicate and zirconia ceramics as influenced by thermocycling. *Contemporary Clinical Dentistry*, **9(4)**, 601.

Karaalioğlu, Agdof Ve Duymuş, Zy (2008). Diş hekimliğinde cad/cam sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* , 2008 **(1)**, 25-32.

Karaarslan, E. Ş., & Ertaş, E. (2010). İndirekt posterior kompozit rezin restorasyonlar. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **10(3)**, 116-124.

Karakaya, S., Özer, F. (2000) Posterior bölgede indirekt uygulanan estetik inley sistemleri. *Diş Hekimliğinde Klinik Dergisi*, **1**, 16-20

Kawai, K., & Leinfelder, K. F. (1995). In vitro evaluation of oca wear resistance of posterior composites. *Dental Materials*, **11(4)**, 246-251.

Keski- Nikkola, M. S., Alander, P. M., Lassila, L. V. J., & Vallittu, P. K. (2004). Bond strength of gradia® veneering composite to fibre- reinforced composite. *Journal Of Oral Rehabilitation*, **31(12)**, 1178-1183.

Kilinc, E., Antonson, S. A., Hardigan, P. C., & Kesercioglu, A. (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal Of Dentistry*, **39**, E30-E36.

Kim, J. H., Chae, S. Y., Lee, Y., Han, G. J., & Cho, B. H. (2015). Effects of multipurpose, universal adhesives on resin bonding to zirconia ceramic. *Operative Dentistry*, **40(1)**, 55-62.

Kim, J. Y., Cho, G. Y., Roh, B. D., & Shin, Y. (2016). Effect of curing mode on shear bond strength of self-adhesive cement to composite blocks. *Materials*, **9(3)**, 210.

Kitasako, Y., Burrow, M. F., Katahira, N., Nikaido, T., & Tagami, J. (2001). Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *Journal Of Dentistry*, **29(2)**, 139-144.

Koishi, Y., Tanoue, N., Atsuta, M., & Matsumura, H. (2002). Influence of visible- light exposure on colour stability of current dual- curable luting composites. *Journal Of Oral Rehabilitation*, **29(4)**, 387-393.

Krejci, I., Kuster, M., & Lutz, F. (1993). Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites. *Journal Of Dental Research*, **72(2)**, 490-494.

Kunzelmann, K. H., Jelen, B., Mehl, A., & Hickel, R. (2001). Wear evaluation of mz100 compared to ceramic cad/cam materials. *International Journal Of Computerized Dentistry*, **4(3)**, 171-184.

Küçükeşmen Ç, Sönmez H.(2007). Bağlayıcı sistemler/adeziv sistemler/mine-dentin bonding ajanlar. *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi*; **9**:7-13.

Kükrer, D. Y. (2002). Targis inleylerin klinik performansının ve marjinal adaptasyonunun incelenmesi (*Doctoral Dissertation, Marmara Universitesi (Turkey)*).

Larson, T. D. (2015). Modern trends in indirect restorations. *Northwest Dentistry Journal*, **94(3)**, 31-38.

Lee, E. Y., Jun, S. G., Wright, R. F., & Park, E. J. (2015). Comparative study of the shear bond strength of various veneering materials on grade ii commercially pure titanium. *The Journal Of Advanced Prosthodontics*, **7(1)**, 69-75.

Lee, J. J., Nettey-Marbell, A., Cook Jr, A., Pimenta, L. A., Leonard, R., & Ritter, A. V. (2007). Using extracted teeth for research: The effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal Of The American Dental Association*, **138(12)**, 1599-1603.

Leevailoj, C., Ua-Wutthikrerk, P., & Poolthong, S. (2007). Shear bond strength of dual-cured and self-cured resin composites to dentin using different bonding agents and techniques. *Operative Dentistry*, **32(2)**, 149-159.

Leinfelder, K. F. (1997). New Developments in resin restorative systems. *The Journal Of The American Dental Association*, **128(5)**, 573-581.

Liu, P. R. (2005). A panorama of dental cad/cam restorative systems. *Compendium*, **26(7)**, 507-513.

Liu, Q., Meng, X., Yoshida, K., & Luo, X. (2011). Bond degradation behavior of self-adhesive cement and conventional resin cements bonded to silanized ceramic. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **105(3)**, 177-184.

Loomans, B. A., & Özcan, M. (2016). Intraoral repair of direct and indirect restorations: Procedures and guidelines. *Operative Dentistry*, **41(7)**, S68-S78.

Lutz, F., & Phillips, R. W. (1983). A Classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **50(4)**, 480-488.

Magne, P., & Belser, U. (2002). Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: A biomimetic approach (Vol. 28). *Quintessence Publishing Company*.

Mahn, E. (2013). Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Revista Clínica De Periodoncia, Implantología Y Rehabilitación Oral*, **6(3)**, 148-153.

Mak, Y. F., Lai, S. C., Cheung, G. S., Chan, A. W., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2002). Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dental Materials*, **18(8)**, 609-621.

Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal Of Biomedical Materials Research*, **53(4)**, 353-361.

Manuja Nair, J. P., Kumar, S., Chakravarthy, Y., & Vel Krishna, S. (2014). Comparative evaluation of the bonding efficacy of sixth and seventh generation bonding agents: An in-vitro study. *Journal Of Conservative Dentistry: Jcd*, **17(1)**, 27.

Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., & Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, **26(2)**, E11-E16.

Mason, P. M., Ferrari, M., Cagidiaco, M. C., & Davidson, C. L. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal Of Dentistry*, **24(3)**, 217-222.

May Jr, K. N., Swift Jr, E. J., & Bayne, S. C. (1997). Bond strengths of a new dentin adhesive system. *American Journal Of Dentistry*, **10(4)**, 195-198.

Mccabe,J.F., & John, F. (1999). Çev. Emine Nayır, Dişhekimliği maddeler bilgisi. (7.Bs). *İstanbul, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*.

Miotti, L. L., Follak, A. C., Montagner, A. F., Pozzobon, R. T., Da Silveira, B. L., & Susin, A. H. (2020). Is conventional resin cement adhesive performance to dentin better than self-adhesive? A Systematic Review And Meta-Analysis Of Laboratory Studies. *Operative Dentistry*, **45(5)**, 484-495.

Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A Review of dental cad/cam: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, **28(1)**, 44-56.

- Moll, K., Fritzenschaft, A., & Haller, B. (2004). In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect Of Testing Method And Operator. *Quintessence International*, **35**(10).
- Moszner, N., Salz, U., & Zimmermann, J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: A Systematic Review. *Dental Materials*, **21**(10), 895-910.
- Mount, G. J., & Ngo, H. (2000). Minimal intervention: *Advanced Lesions. Quintessence International*, **31**(9).
- Murray, S. D., & Hobson, R. S. (2003). Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics*, **123**(1), 2-9.
- Nakabayashi N, Pashley Dh. (1998). Hibridization of dental hard tissues, *Quintessence Publishing U.K.*, 1-108
- Nakajima, M., Sano, H., Burrow, M. F., Tagami, J., Yoshiyama, M., Ebisu, S., ... & Pashley, D. H. (1995). Tensile bond strength and sem evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *Journal Of Dental Research*, **74**(10), 1679-1688.
- Nakajima, M., Sano, H., Burrow, M. F., Tagami, J., Yoshiyama, M., Ebisu, S., ... & Newbrun E. (1989). Cariology. Usa: *Quintessence Publishing Co, Inc.*
- Newbrun, E., President-Elect, I. A. D. R., Briscoe, L. M., & O'hanlon, M. (1989). Dental research: Problems, progress, and prognosis. *J Dent Res*, **68**(10), 1377-8.
- Nikaido, T., Kunzelmann, K. H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., ... & Tagami, J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials*, **18**(3), 269-275.
- O'brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection, *Quintessence*.
- Oğuz, O. Z. A. N., & Meriç, G. (2010). Self-adeziv rezin simanlar Bölüm I: Diş sert dokularına bağlanmaları. *Ado Klinik Bilimler Dergisi*, **4**(3), 606-616.
- Oilo, G. (1993). Bond strength testing--what does it mean?. *International Dental Journal*, **43**(5), 492-498.
- Ok, E., Kalkan, A., Ertas, H., & Saygılı, G. (2014). Üç farklı self-adeziv rezin simanın post ve kök dentine bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. *Sdu Journal Of Health Science Institute/Sdü Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, **5**(2).

Ortega, V. L., Pegoraro, L. F., Conti, P. C. R., Do Valle, A. L., & Bonfante, G. (2004). Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *Journal Of Oral Rehabilitation*, **31**(4), 393-397.

Ozturk, N., & Aykent, F. (2003). Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **89**(3), 275-281.

Ozyoney, G., Yanıkoğlu, F., Tağtekin, D., Ozyoney, N., & Oksüz, M. (2013). Shear bond strength of composite resin cements to ceramics. *Marmara Dental Journal*, **1**(2), 61-66.

Özkul, S., & Küçükeşmen, Ç. (2012). Adezivler: Genel ilkeler ve teknikler son durumu. *Balıkesir Sağlık Bilimleri Dergisi*, **1** (3), 164-168.

Öztürk, An Ve Aykent, F. (2001). Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **4** (2), 128-131.

Palin, W. M., & Burke, F. T. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental update*, **32**(10), 566-572.

Pameijer, C. H., Louw, N. P., & Fischer, D. (1996). Repairing fractured porcelain: How surface preparation affects shear force resistance. *The Journal Of The American Dental Association*, **127**(2), 203-209.

Park, J., Ye, Q., Singh, V., Kieweg, S. L., Misra, A., & Spencer, P. (2012). Synthesis and evaluation of novel dental monomer with branched aromatic carboxylic acid group. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **100**(2), 569-576.

Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., ... & Tay, F. (1999). The microtensile bond test: A Review. *Journal Of Adhesive Dentistry*, **1**(4).

Pashley, D. H., Ciucchi, B., Sano, H., Carvalho, R. M., & Russell, C. M. (1995). Bond strength versus dentine structure: A Modelling Approach. *Archives Of Oral Biology*, **40**(12), 1109-1118.

Pashley, E. L., Talman, R., Horner, J. A., & Pashley, D. H. (1991). Permeability of normal versus carious dentin. *Dental Traumatology*, **7(5)**, 207-211.

Passia, N., Lehmann, F., Freitag-Wolf, S., & Kern, M. (2015). Tensile bond strength of different universal adhesive systems to lithium disilicate ceramic. *The journal Of The american dental association*, **146(10)**, 729-734.

Passos, S. P., Kimpara, E. T., Bottino, M. A., Santos-Jr, G. C., & Rizkalla, A. S. (2013). Effect of ceramic shade on the degree of conversion of a dual-cure resin cement analyzed by ftir. *Dental Materials*, **29(3)**, 317-323.

Pecora, N., Yaman, P., Dennison, J., & Herrero, A. (2002). Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **88(5)**, 511-515.

Pegoraro, T. A., Da Silva, N. R., & Carvalho, R. M. (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics Of North America*, **51(2)**, 453-471.

Pekperdahci, T., Turkoz, Y., Ozan, O., & Seker, E. (2012). The effects of different adhesive agents on the shear bond strength of a self-adhesive resin cement. *Journal Of Applied Biomaterials & Functional Materials*, **10(2)**, 149-156.

Perdigão, J., & Frankenberger, R. (2001). Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence International*, **32(5)**.

Perdigão, J., Carmo, A. R., Anauate-Netto, C., Amore, R., Lewgoy, H. R., Cordeiro, H. J., ... & Castilhos, N. (2005). Clinical performance of a self-etching adhesive at 18 months. *American Journal Of Dentistry*, **18(2)**, 135-140.

Perdigao, J., Geraldeli, S., Carmo, A. R., & Dutra, H. R. (2002). In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one- bottle adhesives. *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry*, **14(1)**, 31-38.

Perdigao, J., Swift Jr, E. J., Denehy, G. E., Wefel, J. S., & Donly, K. J. (1994). In vitro bond strengths and sem evaluation of dentin bonding systems to different dentin Substrates. *Journal Of Dental Research*, **73(1)**, 44-55.

Perdigao, J., Swift Jr, E. J., Roberson, T. M., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2002). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's Art & Science Of Operative Dentistry*, **4**, 237-68.

Perdigao, J., Swift, E. J., & Cloe, B. C. (1993). Effects of etchants, surface moisture, and resin composite on dentin bond strengths. *American Journal Of Dentistry*, **6(2)**, 61-64.

Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, **26(12)**, 1176-1184.

Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: A review of the literature. *Journal Of Dentistry*, **28(3)**, 163-177.

Phrukkanon, S., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (1998). Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dental Materials*, **14(2)**, 120-128.

Politano, G., Van Meerbeek, B., & Peumans, M. (2018). Nonretentive bonded ceramic partial crowns: Concept and simplified protocol for long-lasting dental restorations. *J Adhes Dent*, **20(6)**, 495-510.

Powers, J. M., & Sakaguchi, R. L. (2006). Craig's restorative dental materials.

Prati, C., Chersoni, S., Mongiorgi, R., & Pashley, D. H. (1998). Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Operative Dentistry*, **23**, 185-194.

Price, R. B., & Hall, G. C. (1999). In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence International*, **30(2)**.

Qualtrough, A. J., Satterthwaite, J., Morrow, L., & Brunton, P. (2009). *Principles of operative dentistry*. John Wiley & Sons

Quance, S. C., Shortall, A. C., Harrington, E., & Lumley, P. J. (2001). Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. *Journal Of Dentistry*, **29(8)**, 553-560.

Retief, D. H. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *American Journal Of Dentistry*, **4(5)**, 231-236.

Ring, M. E. (1985). *Dentistry: An illustrated history*. Abradale Press/Harry N. Abrams.

Robbins, J. W., & Fasbinder, D. J. (2001). Esthetic inlays and onlays. fundamentals of operative dentistry. *Usa: Quintessence Publishing*, 480-1.

Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2006). Sturdevant's art and science of operative dentistry.(5 th Edition) *Elsevier Health Sciences*.

Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Crispin, B. J. (1998). Dental luting agents: A Review Of The Current Literature. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **80(3)**, 280-301.

Rusin, R. P. (2001). Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. *Compend Contin Educ Dent*, **22**, 35-41.

Sadek, F. T., Goracci, C., Cardoso, P. E. C., Tay, F. R., & Ferrari, M. (2005). Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *Journal Of Adhesive Dentistry*, **7(4)**.

Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). Craig's restorative dental materials 13th edition. *Mosby, Philadelphia Pa*.

Salz, U., & Bock, T. (2010). Adhesion performance of new hydrolytically stable one-component self-etching enamel/dentin adhesives. *Journal Of Adhesive Dentistry*, **12(1)**, 7.

Sano, H., Ciucchi, B., Matthews, W. G., & Pashley, D. H. (1994). Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal Of Dental Research*, **73(6)**, 1205-1211.

Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., & Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, **10(4)**, 236-240.

Saraç, D., Külünk, S., Saraç, Y. S., & Karakas, Ö. (2009). Effect of fluoride-containing desensitizing agents on the bond strength of resin-based cements to dentin. *Journal Of Applied Oral Science*, **17**, 495-500.

Say, E. C., Nakajima, M., Senawongse, P., Soyman, M., Ozer, F., & Tagami, J. (2005). Bonding to sound vs caries-affected dentin using photo-and dual-cure adhesives. *Oper Dent*, **30(1)**, 90-8.

Scherrer, S. S., Cesar, P. F., & Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A Critical Literature Review. *Dental Materials*, **26(2)**, E78-E93.

Sensat, M. L., Brackett, W. W., Meinberg, T. A., & Beatty, M. W. (2002). Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **88(1)**, 50-53.

Shellard, E., & Duke, E. S. (1999). Indirect Composite Resin Materials For Posterior Applications. *Compendium Of Continuing Education In Dentistry*, **20(12)**, 1166-1171.

Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., & Brackett, S. E. (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics, *Learning*, **10**, 40.

Shimada, Y., Yamaguchi, S., & Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, **18(5)**, 380-388.

SHOFU. (2021). *Ceramage*. Shofu – Proven products for better dentistry. <https://www.shofu.com.sg/product/ceramage/>

Simon, J. F., & Darnell, L. A. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium Of Continuing Education In Dentistry*, **33(1)**, 28-30.

Skouridou, N., Pollington, S., Rosentritt, M., & Tsitrou, E. (2013). Fracture strength of minimally prepared all-ceramic cerec crowns after simulating 5 years of service. *Dental Materials*, **29(6)**, E70-E77.

Sonoda, H., Banerjee, A., Sherriff, M., Tagami, J., & Watson, T. F. (2005). An in vitro investigation of microtensile bond strengths of two dentine adhesives to caries-affected dentine. *Journal Of Dentistry*, **33(4)**, 335-342.

Spencer, P., Wang, Y., Walker, M. P., & Swafford, J. R. (2001). Molecular structure of acid-etched dentin smear layers-in situ study. *Journal Of Dental Research*, **80(9)**, 1802-1807.

Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C., & Blatz, M. B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A Review Of The Literature. *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry*, **26(6)**, 382-393.

Stawarczyk, B., Brauneis, M., Langwieder, B., Spintzyk, S., Eichberger, M., & Liebermann, A. (2021). Mechanical and optical properties of indirect veneering resin composites after different aging regimes. *Dental Materials Journal*, **40(2)**, 279-287.

Studer, S. P., Wettstein, F., Lehner, C., Zullo, T. G., & Schärer, P. (2000). Long- term survival estimates of cast gold inlays and onlays with their analysis of failures. *Journal Of Oral Rehabilitation*, **27(6)**, 461-472.

Studervant, C.M., Roberson, T.M., Heymann, H.O. Ve Studervant, J.R. (1995). The art and science of operative dentistry. *St. Louis: Mosby- Year Book Inc.*

Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry—A Review. *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry*, **32(2)**, 171-181.

Summitt, J. B., Robbins, J. W., & Schwartz, R. S. (2001). Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach, *Quintessence Chicago* 287.

Swift, E. J., Wilder, A. D., May, K. N., & Waddell, S. L. (1997). Shear bond strengths of one-bottle dentin adhesives using multiple applications. *Operative Dentistry*, **22**, 194-199.

Şen, N., & Tuncelli, B. (2017). Cad/Cam restorasyonlarının üretimi için kullanılan materyaller. *Türkiye Klinikleri. Dışkimliği Bilimleri Dergisi* , **23 (2)**.

Tagami, J., Hosoda, H., Burrow, M. F., & Nakajima, M. (1992). Effect of aging and caries on dentin permeability. *Proceedings Of The Finnish Dental Society. Suomen Hammaslaakariseuran Toimituksia*, **88**, 149-154.

Tanimoto, Y., Nishiwaki, T., Nemoto, K., & Ben, G. (2004). Effect of filler content on bending properties of dental composites: numerical simulation with the use of the finite- element method. *Journal Of Biomedical Materials*, **71(1)**, 188-195.

Tay, F. R., Gwinnett, A. J., & Wei, S. H. (1997). Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting. *American Journal Of Dentistry*, **10(2)**, 77-82.

Tay, F. R., King, N. M., Chan, K. M., & Pashley, D. H. (2002). How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously?. *Journal Of Adhesive Dentistry*, **4(4)**.

Thordrup, M., Isidor, F., & Hörsted-Bindslev, P. (2001). A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. *Quintessence International*, **32(3)**.

Tinscherta, J., Nattb, G., Hassenpflugb, S., & Spiekermann, H. (2004). Status of current cad/cam technology in dental medicine stand der aktuellen cad/cam-technik in der zahnmedizin. *Int. J. Comput. Dent*, **7**, 25-45.

Tjan, A. H., Dunn, J. R., & Grant, B. E. (1992). Marginal leakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **67(1)**, 11-15.

Tjan, A., & Dunn, J. (1994). Shear bond strengths of composite resin to dentin treated with optibond. *In Journal Of Dental Research*, **73**, 1999). Abstract 782.

Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Aguilera, F. S., Yamauti, M., Pashley, D. H., & Tay, F. (2007). Durability of resin–dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dental Materials*, **23(7)**, 885-892.

Torabzadeh, H., Ghasemi, A., Dabestani, A., & Razmavar, S. (2013). Fracture resistance of teeth restored with direct and indirect composite restorations. *Journal Of Dentistry (Tehran, Iran)*, **10(5)**, 417.

Touati, B., & Aidan, N. (1997). Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry*, **9(3)**, 108-118.

Trushkowsky, R. D. (1997). Ceramic optimized polymer: the next generation of esthetic restorations--part 1. *Compendium Of Continuing Education In Dentistry (Jamesburg, Nj: 1995)*, **18(11)**, 1101-6.

Turssi, C. P., Ferracane, J. L., & Serra, M. C. (2005). Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dental Materials*, **21(7)**, 641-648.

Türk, Ag, Ulusoy, M., & Önal, B. (2014). İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* , **35 (2)**, 1-8.

Vafae, F., Firooz, F., Heidari, B., Fotovat, F., & Allahbakhshi, H. (2017). A comparative study of flexural strength and fatigue resistance of 2 nanoceramic composite resin cad/cam blocks (lava ultimate and vita enamic) and a lithium disilicate glass ceramic (ips e. max cad). *Biomedical And Pharmacology Journal*, **10(1)**, 51-58.

Vallittu, P. K. (1999). Prosthodontic treatment with a glass fiber-reinforced resin-bonded fixed partial denture: A clinical report. *Journal Of Prosthetic Dentistry*, **82(2)**, 132-135.

Vallittu, P. K. (2004). Survival rates of resin-bonded, glass fiber–reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **91**(3), 241-246.

Van Landuyt, K., De Munck, J., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Bonding to dentin: Smear layer and the process of hybridization. In *Dental Hard Tissues And Bonding* (89-122). Springer, Berlin, Heidelberg.

Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, **26**(2), E100-E121.

Van Noort, R. (1994). Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: Strength determination—A personal view. *Journal Of Dentistry*, **22**, S4-S8.

Van Noort, R., Cardew, G. E., Howard, I. C., & Noroozi, S. (1991). The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *Journal Of Dental Research*, **70**(5), 889-893.

Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I. C., & Cardew, G. (1989). A critique of bond strength measurements. *Journal Of Dentistry*, **17**(2), 61-67.

Versluis, A., Tantbirojn, D., & Douglas, W. H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin?. *Journal Of Dental Research*, **76**(6), 1298-1307.

Vicente, A., Bravo, L. A., & Romero, M. (2006). Self-etching primer and a non-rinse conditioner versus phosphoric acid: Alternative methods for bonding brackets. *The European Journal Of Orthodontics*, **28**(2), 173-178.

Vrochari, A. D., Eliades, G., Hellwig, E., & Wrbas, K. T. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, **25**(9), 1104-1108.

Wakefield, C. W., Draughn, R. A., Sneed, W. D., & Davis, T. N. (1998). Shear bond strengths of six bonding systems using the pushout method of in vitro testing. *Operative Dentistry*, **23**, 69-76.

Watanabe, I., & Nakabayashi, N. (1994). Measurement methods for adhesion to dentine: The current status in japan. *Journal Of Dentistry*, **22**(2), 67-72.

Watt, I. M. (1997). The principles and practice of electron microscopy. Cambridge University Press.

- White, S. N., Sorensen, J. A., Kang, S. K., & Caputo, A. A. (1992). Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, **67**(2), 156-161.
- Whitters, C. J., Strang, R., Brown, D., Clarke, R. L., Curtis, R. V., Hatton, P. V., ... & Wood, D. (1999). Dental materials. *Journal Of Dentistry*, **27**(6), 401-435.
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence International*, **24**(9).
- Yazici, A. R., Celik, C., Özgünaltay, G., & Dayangaç, B. (2007). Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Operative Dentistry*, **32**(2), 166-172.
- Yoshida, K., Tanagawa, M., & Atsuta, M. (1998). In- vitro solubility of three types of resin and conventional luting cements. *Journal Of Oral Rehabilitation*, **25**(4), 285-291.
- Yoshida, K., Tsuo, Y., & Atsuta, M. (2006). Bonding of dual- cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal Of Biomedical Materials*, **77**(1), 28-33.
- Yoshida, Y., & Inoue, S. (2012). Chemical analyses in dental adhesive technology. *Japanese Dental Science Review*, **48**(2), 141-152.
- Yoshihara, K., Yoshida, Y., Nagaoka, N., Fukegawa, D., Hayakawa, S., Mine, A., ... & Van Meerbeek, B. (2010). Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomaterialia*, **6**(9), 3573-3582.
- Yoshiyama, M., Carvalho, R., Sano, H., Horner, J., Brewer, P. D., & Pashley, D. H. (1995). Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. *American Journal Of Dentistry*, **8**(6), 297-302.
- Yoshiyama, M., Sano, H., Ebisu, S., Tagami, J., Ciucchi, B., Carvalho, R. M., ... & Pashley, D. H. (1996). Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *Journal Of Dental Research*, **75**(6), 1404-1413.
- Yoshiyama, M., Tay, F. R., Doi, J., Nishitani, Y., Yamada, T., Itou, K., ... & Pashley, D. H. (2002). Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *Journal Of Dental Research*, **81**(8), 556-560.

Youm, S. H., Jung, K. H., Son, S. A., Kwon, Y. H., & Park, J. K. (2015). Effect of dentin pretreatment and curing mode on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *The Journal Of Advanced Prosthodontics*, **7(4)**, 317-322.

Young, J. M., & Altschuler, B. R. (1977). Laser holography in dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, **38(2)**, 216-225.

Yu, H., Özcan, M., Yoshida, K., Cheng, H., & Sawase, T. (2020). Bonding to industrial indirect composite blocks: A systematic review and meta-analysis. *Dental Materials*, **36(1)**, 119-134.

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

Zimmermann, M., Ender, A., Egli, G., Özcan, M., & Mehl, A. (2019). Fracture load of cad/cam-fabricated and 3d-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clinical Oral Investigations*, **23(6)**, 2777-2784.

Zorba, Y. O., Ilday, N. O., Bayındır, Y. Z., & Demirbuga, S. (2013). Comparing the shear bond strength of direct and indirect composite inlays in relation to different surface conditioning and curing techniques. *European Journal Of Dentistry*, **7(04)**, 436-441.

HAM VERİLER

Diş - Tesera - U200
Diş - Tesera - Ult
Diş - Ceramage - U200
Diş - Ceramage - Ult
Diş-Gradia-U200
Diş-Gradia-Ult
Diş - Lava - U200
Diş - Lava - Ult
Kompozit - Tesera - U200
Kompozit - Tesera - Ult
Kompozit - Ceramage - U200
Kompozit - Ceramage - Ult
Kompozit - Gradia - U200
Kompozit - Gradia - Ult
Kompozit - Lava - U200
Kompozit - Lava - Ult

Specimen Group	Specimen Name	Değer [N]	Değer[Mpa]
D-T-U200	D-T-U200-01	13,27	1,88
D-T-U200	D-T-U200-02	29,69	4,20
D-T-U200	D-T-U200-03	39,79	5,63
D-T-U200	D-T-U200-04	38,70	5,47
D-T-U200	D-T-U200-05	38,68	5,47
D-T-U200	D-T-U200-06	39,23	5,55
D-T-U200	D-T-U200-07	18,19	2,57
D-T-U200	D-T-U200-08	36,88	5,22
D-T-U200	D-T-U200-09	52,78	7,47
D-T-U200	D-T-U200-10	20,34	2,88
D-T-U200	D-T-U200-11	44,01	6,23
D-T-U200	D-T-U200-12	36,17	5,12
D-T-Ult	D-T-Ult-01	39,66	5,61
D-T-Ult	D-T-Ult-02	15,48	2,19
D-T-Ult	D-T-Ult-03	11,10	1,57
D-T-Ult	D-T-Ult-04	59,35	8,39
D-T-Ult	D-T-Ult-05	81,64	11,55
D-T-Ult	D-T-Ult-06	58,21	8,24
D-T-Ult	D-T-Ult-07	41,75	5,91

D-T-Ult	D-T-Ult-08	50,79	7,18
D-T-Ult	D-T-Ult-09	56,12	7,94
D-T-Ult	D-T-Ult-10	57,59	8,15
D-T-Ult	D-T-Ult-11	108,03	15,28
D-T-Ult	D-T-Ult-12	55,16	7,80
D-T-Ult	D-T-Ult-13	76,11	10,77
D-T-Ult	D-T-Ult-14	85,38	12,08
K-T-Ult	K-T-Ult-01	104,15	14,73
K-T-Ult	K-T-Ult-02	102,71	14,53
K-T-Ult	K-T-Ult-03	105,12	14,87
D-G-Ult	D-G-Ult-01	49,07	6,94
D-G-Ult	D-G-Ult-02	48,09	6,80
D-G-Ult	D-G-Ult-03	46,23	6,54
D-G-Ult	D-G-Ult-04	37,76	5,34
D-G-Ult	D-G-Ult-05	25,90	3,66
D-G-Ult	D-G-Ult-06	45,56	6,45
D-G-Ult	D-G-Ult-07	38,60	5,46
D-G-Ult	D-G-Ult-08	49,47	7,00
D-G-Ult	D-G-Ult-09	27,22	3,85
D-G-Ult	D-G-Ult-10	47,55	6,73
D-G-Ult	D-G-Ult-11	73,28	10,37
D-G-Ult	D-G-Ult-12	61,27	8,67
D-G-Ult	D-G-Ult-13	53,17	7,52
D-G-Ult	D-G-Ult-14	87,57	12,39
D-G-U200	D-G-U200-01	27,89	3,94
D-G-U200	D-G-U200-02	29,96	4,24
D-G-U200	D-G-U200-03	40,90	5,79
D-G-U200	D-G-U200-04	29,60	4,19
D-G-U200	D-G-U200-05	28,20	3,99
D-G-U200	D-G-U200-06	18,58	2,63
D-G-U200	D-G-U200-07	15,65	2,21
D-G-U200	D-G-U200-08	30,13	4,26
D-G-U200	D-G-U200-09	28,51	4,03
D-G-U200	D-G-U200-10	11,12	1,57
D-G-U200	D-G-U200-11	29,96	4,24
D-G-U200	D-G-U200-12	29,28	4,14
D-G-U200	D-G-U200-13	9,19	1,30
D-G-U200	D-G-U200-14	28,99	4,10
K-T-Ult	K-T-Ult-05	85,18	12,05
K-T-Ult	K-T-Ult-06	67,33	9,52
K-T-Ult	K-T-Ult-07	91,41	12,93
K-T-Ult	K-T-Ult-08	70,17	9,93
K-T-Ult	K-T-Ult-09	97,94	13,86
K-T-Ult	K-T-Ult-10	97,08	13,73

K-T-Ult	K-T-Ult-11	81,33	11,51
K-T-Ult	K-T-Ult-12	90,26	12,77
K-T-Ult	K-T-Ult-13	134,49	19,03
K-T-Ult	K-T-Ult-14	84,43	11,80
D-L-U200	D-L-U200-01	24,19	3,42
D-L-U200	D-L-U200-02	30,72	4,35
D-L-U200	D-L-U200-03	29,98	4,24
D-L-U200	D-L-U200-04	11,24	1,59
D-L-U200	D-L-U200-05	6,01	0,85
D-L-U200	D-L-U200-06	15,38	2,18
D-L-U200	D-L-U200-07	25,43	3,60
D-L-U200	D-L-U200-08	27,78	3,93
D-L-U200	D-L-U200-09	19,57	2,77
D-L-U200	D-L-U200-10	30,69	4,34
D-L-U200	D-L-U200-11	6,16	0,87
D-L-U200	D-L-U200-12	29,00	4,10
D-L-Ult	D-L-Ult-01	35,96	5,09
D-L-Ult	D-L-Ult-02	22,56	3,19
D-L-Ult	D-L-Ult-03	40,04	5,66
D-L-Ult	D-L-Ult-04	38,79	5,49
D-L-Ult	D-L-Ult-05	43,48	6,15
D-L-Ult	D-L-Ult-06	28,70	4,06
D-L-Ult	D-L-Ult-07	37,82	5,35
D-L-Ult	D-L-Ult-08	23,62	3,34
D-L-Ult	D-L-Ult-09	31,01	4,39
D-L-Ult	D-L-Ult-10	60,17	8,51
D-L-Ult	D-L-Ult-11	34,50	4,88
D-L-Ult	D-L-Ult-12	27,23	3,85
K-T-U200	K-T-U200-01	98,88	13,99
K-T-U200	K-T-U200-02	70,97	10,04
K-T-U200	K-T-U200-03	110,46	15,63
K-T-U200	K-T-U200-04	86,22	12,20
K-T-U200	K-T-U200-05	74,82	10,58
K-T-U200	K-T-U200-06	81,46	11,52
K-T-U200	K-T-U200-07	111,23	15,74
K-T-U200	K-T-U200-08	104,66	14,81
K-T-U200	K-T-U200-09	94,85	13,42
K-T-U200	K-T-U200-10	79,86	11,30
K-T-U200	K-T-U200-11	85,90	12,15
K-T-U200	K-T-U200-12	80,79	11,43
K-T-U200	K-T-U200-13	81,99	11,60
K-T-U200	K-T-U200-14	90,67	12,82
K-G-U200	K-G-U200-01	55,10	7,79
K-G-U200	K-G-U200-02	55,93	7,91

K-G-U200	K-G-U200-03	77,07	10,90
K-G-U200	K-G-U200-04	54,94	7,77
K-G-U200	K-G-U200-05	64,79	9,17
K-G-U200	K-G-U200-06	54,32	7,68
K-G-U200	K-G-U200-07	67,70	9,58
K-G-U200	K-G-U200-08	50,83	7,19
K-G-U200	K-G-U200-09	68,84	9,74
K-G-U200	K-G-U200-10	47,43	6,71
K-G-U200	K-G-U200-11	62,15	8,79
K-G-U200	K-G-U200-12	63,57	8,99
K-G-U200	K-G-U200-13	43,25	6,12
K-G-U200	K-G-U200-14	46,64	6,60
K-G-Ult	K-G-Ult-01	40,02	5,66
K-G-Ult	K-G-Ult-02	58,45	8,27
K-G-Ult	K-G-Ult-03	49,56	7,01
K-G-Ult	K-G-Ult-04	71,34	10,09
K-G-Ult	K-G-Ult-05	63,69	9,01
K-G-Ult	K-G-Ult-06	41,96	5,94
K-G-Ult	K-G-Ult-07	69,49	9,83
K-G-Ult	K-G-Ult-08	62,84	8,89
K-G-Ult	K-G-Ult-09	82,40	11,66
K-G-Ult	K-G-Ult-10	69,06	9,77
K-G-Ult	K-G-Ult-11	51,30	7,26
K-G-Ult	K-G-Ult-12	63,55	8,99
K-G-Ult	K-G-Ult-13	83,01	11,74
K-G-Ult	K-G-Ult-14	47,19	6,68
D-C-U200	D-C-U200-01	21,20	3,00
D-C-U200	D-C-U200-02	21,99	3,11
D-C-U200	D-C-U200-03	15,99	2,26
D-C-U200	D-C-U200-04	16,56	2,34
D-C-U200	D-C-U200-05	15,23	2,16
D-C-U200	D-C-U200-06	15,97	2,26
D-C-U200	D-C-U200-07	40,63	5,75
D-C-U200	D-C-U200-08	24,14	3,42
D-C-U200	D-C-U200-09	20,87	2,95
D-C-U200	D-C-U200-10	20,90	2,96
D-C-U200	D-C-U200-11	44,82	6,34
D-C-U200	D-C-U200-12	21,36	3,02
D-C-Ult	D-C-Ult-01	55,99	7,92
D-C-Ult	D-C-Ult-02	58,80	8,32
D-C-Ult	D-C-Ult-03	55,00	7,78
D-C-Ult	D-C-Ult-04	88,02	12,45
D-C-Ult	D-C-Ult-05	64,64	9,14
D-C-Ult	D-C-Ult-06	79,99	11,32

D-C-Ult	D-C-Ult-07	68,32	9,66
D-C-Ult	D-C-Ult-08	68,32	9,67
D-C-Ult	D-C-Ult-09	81,54	11,54
D-C-Ult	D-C-Ult-10	77,87	11,02
D-C-Ult	D-C-Ult-11	49,63	7,02
D-C-Ult	D-C-Ult-12	51,32	7,26
D-C-Ult	D-C-Ult-13	37,83	5,35
D-C-Ult	D-C-Ult-14	47,30	6,69
D-C-Ult	D-C-Ult-15	45,57	6,45
D-C-Ult	D-C-Ult-16	46,04	6,51
K-C-U200	K-C-U200-01	95,00	13,44
K-C-U200	K-C-U200-02	38,38	5,43
K-C-U200	K-C-U200-03	45,28	6,41
K-C-U200	K-C-U200-04	50,21	7,10
K-C-U200	K-C-U200-05	81,42	11,52
K-C-U200	K-C-U200-06	88,98	12,59
K-C-U200	K-C-U200-07	94,79	13,41
K-C-U200	K-C-U200-08	73,61	10,41
K-C-U200	K-C-U200-09	87,62	12,40
K-C-U200	K-C-U200-10	43,42	6,14
K-C-U200	K-C-U200-11	62,99	8,91
K-C-U200	K-C-U200-12	61,66	8,72
K-C-Ult	K-C-Ult-01	104,97	14,85
K-C-Ult	K-C-Ult-02	94,54	13,38
K-C-Ult	K-C-Ult-03	68,50	9,69
K-C-Ult	K-C-Ult-04	82,94	11,73
K-C-Ult	K-C-Ult-05	80,55	11,40
K-C-Ult	K-C-Ult-06	76,02	10,75
K-C-Ult	K-C-Ult-07	93,23	13,19
K-C-Ult	K-C-Ult-08	71,69	10,14
K-C-Ult	K-C-Ult-09	58,63	8,29
K-C-Ult	K-C-Ult-10	63,03	8,92
K-C-Ult	K-C-Ult-11	71,73	10,15
K-C-Ult	K-C-Ult-12	56,63	8,01
K-L-U200	K-L-U200-01	20,84	2,95
K-L-U200	K-L-U200-02	28,16	3,98
K-L-U200	K-L-U200-03	50,87	7,20
K-L-U200	K-L-U200-04	35,79	5,06
K-L-U200	K-L-U200-05	34,48	4,88
K-L-U200	K-L-U200-06	31,65	4,48
K-L-U200	K-L-U200-07	15,20	2,15
K-L-U200	K-L-U200-08	43,78	6,19
K-L-U200	K-L-U200-09	30,04	4,25
K-L-U200	K-L-U200-10	26,28	3,72

K-L-U200	K-L-U200-11	40,82	5,77
K-L-U200	K-L-U200-12	37,79	5,35
K-L-Ult	K-L-Ult-01	21,41	3,03
K-L-Ult	K-L-Ult-02	26,89	3,80
K-L-Ult	K-L-Ult-03	47,71	6,75
K-L-Ult	K-L-Ult-04	31,43	4,45
K-L-Ult	K-L-Ult-05	35,26	4,99
K-L-Ult	K-L-Ult-06	39,91	5,64
K-L-Ult	K-L-Ult-07	24,95	3,53
K-L-Ult	K-L-Ult-08	37,06	5,24
K-L-Ult	K-L-Ult-09	49,19	6,96
K-L-Ult	K-L-Ult-10	54,14	7,66
K-L-Ult	K-L-Ult-11	40,85	5,78
K-L-Ult	K-L-Ult-12	54,82	7,76

ETİK KURUL KARARI

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

ÖZGEÇMİŞ

