T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

YENİ VE YAŞLANDIRILMIŞ REÇİNE KOMPOZİT YÜZEYLERE YAPIŞTIRILAN METAL VE PORSELEN BRAKETLERİN MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

MUHAMMET FURKAN VATAN

DANIŞMAN
DOÇ. DR. S. EVREN ÖZTAŞ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ PROGRAMI

İSTANBUL-2023

TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmaların süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan danışmanım Doç. Dr. S. Evren Öztaş'a,

Tez izleme komite üyelerim Prof. Dr. Gülnaz Marşan ve Prof. Dr. Mustafa Demirci'ye,

Doktora eğitimimdeki katkılarından ötürü Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Nil Cura, Prof. Dr. Sönmez Fıratlı, Prof. Dr. Hülya Kılıçoğlu ve Prof. Dr. Gülnaz Marşan'a

Doktora süreci yolculuğumuzda beraber ilerlediğim sevgili arkadaşlarım Dt. Yunus Emre Birol, Dt. Doğancan Alosman, Dt. Gizem Türkmen Altundal, Dt. Elif Erelel, Dt. Gizem Örnek, Dt. Begüm Öykü Kesim ve Dt. Elif Öztürk Demir'e

Uzun yıllardır desteklerini her an hissettiğim sevgili arkadaşlarım İbrahim Kavan, Melis Yazır Kavan, Zübeyir Kazan, Meral Mimaroğlu Kazan, Ali Çopuroğlu, Eser Çarpar, Rüchan Erdem, Mehmet Tosun ve Berna Gür'e

Deney ve tez sürecim boyunca birlikte çalıştığım ve her zaman bana destek olan sevgili arkadaşlarım Dt. Feyza Hacıağaoğlu Akkız ve Dt. Emine Karslı Çağlar'a,

Hayatım boyunca bana olan inançları ve desteklerini her zaman hissettiğim sevgili annem Hatice Vatan, babam Mustafa Vatan ve kardeşim Yasir Vatan'a

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 38030

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... **II**

BEYAN ..... **III**

İTHAF ..... **IV**

TEŞEKKÜR ..... **V**

İÇİNDEKİLER ..... **VI**

TABLOLAR LİSTESİ ..... **X**

ŞEKİLLER LİSTESİ ..... **XII**

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... **XVII**

ÖZET ..... **XVIII**

ABSTRACT ..... **XIX**

1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**

2. GENEL BİLGİLER **5**

2.1 ÖN BÖLGE DIŞLERINDE KOMPOZIT REZIN KULLANIMI 5

2.1.1 Kompozit Restorasyon Materyalleri *6*

2.1.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması *6*

2.2 BRAKETLER 8

2.2.1 Braketlerin Tarihçesi *9*

2.2.2 Metal Braketler *9*

2.2.3 Plastik Braketler *11*

2.2.4 Seramik Braketler *11*

2.2.4.1 Seramik Braketlerin Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması 12

2.2.5 Seramik Braket-Yüzey Bağlantı Mekanizması *14*

2.2.6 Seramik Braketlerin Avantajları ve Dezavantajları *14*

Avantajları *14*

2.3 BRAKET YAPIŞTIRMA 16

2.3.1 Mine Yüzeyine Braket Yapıştırma *17*

2.3.2 Restorasyonlu Yüzeye Braket Yapıştırma *17*

2.3.2.1 Amalgam Dolgulu Yüzeye Braket Yapıştırma 18

2.3.2.2 Porselen Yüzeye Braket Yapıştırma 18

2.3.2.3 Kompozit Yüzeye Braket Yapıştırma 19

2.4 ORTODONTI'DE YÜZEY PÜRÜZLENDIRME YÖNTEMLERI 20

2.4.1 Asit ile Pürüzlendirme *21*

2.4.2 Al_2O_3 ile Pürüzlendirme (Kumlama) *22*

2.4.3 Lazer ile Pürüzlendirme ... *23*
CO^2 Lazerler ... 25
Erbiyum Lazerler ... 26
Nd:YAG Lazerler ... 26
2.4 YAPIŞTIRICI TİPLERİ ... 28
2.4.1 Kimyasal Yolla Sertleşen Yapıştırıcılar ... *28*
2.4.2 Işıkla Sertleşen Yapıştırıcılar ... *29*
2.5 PRİMER UYGULAMALARI ... 30
2.6 IŞIK KAYNAKLARI ... 30
2.6.1 Halojen Işık Kaynakları ... *30*
2.6.2 Argon Lazerler ... *31*
2.6.3 Plazma Ark Işık Kaynakları ... *31*
2.6.4 Light-emitting diode (LED) Işık Kaynakları ... *31*
2.7 BAĞLANMA TESTLERI ... 32
2.7.1 Mikrotensile (Çekme) Testi ... *32*
2.7.2 Makaslama (Shear) Testi ... *33*
2.8 TARAMALI ELEKTRON MIKROSKOBU (SEM) ... 34
2.9 IŞIK MIKROSKOBU – YÜZEYLERIN TOPOGRAFIK İNCELEMESI ... 35
3 GEREÇ VE YÖNTEM ... 37
3.1 GEREÇLER ... 37
3.1.1 Kompozit Blokların Ön Hazırlığında Kullanılan Gereçler ... *37*
3.1.2 Braketlerin Yapıştırılması Gereken Örnek Yüzey Alanını Belirlemek İçin Kullanılan Gereçler 38
3.1.3 Braketlerin Yapıştırılmasında Kullanılan Gereçler ... *38*
3.1.4 Örneklerin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler ... *41*
3.1.5 Hazırlanan Kompozit Örneklerin Yüzey Pürüzlendirmesi İçin Kullanılan Gereçler ... *42*
3.1.6 Termosiklus Cihazı ... *43*
3.1.7 Sıyırma Testi Öncesinde Örneklerin Bekletildiği Solüsyonlar ve Gereçler ... *44*
3.1.8 Sıyırma Testi İçin Kullanılan Evrensel Test Cihazı ... *44*
3.1.9 Kompozit Bloklar ve Braketlerin Arayüzeyinde Meydana Gelen Kopma Bölgelerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Cihazlar ... *45*
3.1.9.1 Olympus Işık Mikroskobu ... 45
3.1.9.2 Taramalı Elektron Mikroskobu ... 45
3.2 YÖNTEM ... 45
3.2.1 Kompozit Blokların Hazırlanması ... *45*
3.2.2 Kompozit Blokların Pürüzlendirilmesi ... *46*
3.2.2.1 %37'lik OF Asit İle Pürüzlendirme ... 47
3.2.2.2 Al_2O_3 ile Pürüzlendirme (Kumlama) ... 47
3.2.2.3 Er:YAG Lazer ile Pürüzlendirme ... 48

3.2.3 Kompozit Yüzeylere Braket Yapıştırma ... 49
3.2.4 Termosiklus Prosedürü ... 50
3.2.5 Deney Gruplarının Oluşturulması ... 51
3.2.6 Kompozit Örneklerin Akriliğe Gömülmesi ... 67
3.2.7 Sıyırma (Shear Bond Strenght) Testi ... 68
3.2.8 Kompozit Bloklar ve Braketlerin Arayüzeyinde Meydana Gelen Kopma Bölgelerinin Işık Mikroskobu Altında İncelenmesi ... 69
3.2.9 Ara yüzeyde Meydana Gelen Kopma Bölgelerinin Taramalı Elektron Mikroskobu(Scanning Electron Microscope = SEM) Altında İncelenmesi ... 71
3.2.10 İstatistiksel Değerlendirme ... 71

4 BULGULAR ... 73

4.1 SIYIRMA TESTI ILE İLGILI BULGULAR ... 73
4.1.1 A Grubu (Herhangi Bir Yaşlandırma Prosedürüne Tabii Tutulmayan Örnekler) Bağlanma Dayanım Değerlerinin Kendi İçinde Değerlendirilmesi ... 73
4.1.2 B Grubunun (Braket Yapıştırılmadan Önce Yaşlandırılan Kompozit Örnekler) Bağlanma Dayanım Değerlerinin Kendi İçinde Değerlendirilmesi ... 74
4.1.3 C Grubunun (Hem Braket Yapıştırma Öncesi Hem de Yapıştırma Sonrası Yaşlandırılan Örnekler) Bağlanma Dayanım Değerlerinin Kendi İçinde Değerlendirilmesi ... 76
4.1.4 D Grubunun (Braketler Yapıştırıldıktan Sonra Yaşlandırılan Örnekler) Bağlanma Dayanım Değerlerinin Karşılaştırılması ... 77
4.1.5 A ve B Gruplarının Karşılaştırılması ... 79
4.1.6 A ve C Gruplarının Karşılaştırılması ... 80
4.1.7 A ve D Gruplarının Karşılaştırılması ... 82
4.1.8 B ve C Gruplarının Karşılaştırılması ... 83
4.1.9 B ve D Gruplarının Karşılaştırılması ... 84
4.1.10 C ve D Gruplarının Karşılaştırılması ... 86
4.2 ARI SKORLARININ DEĞERLENDIRILMESI ... 87
4.2.1 Deney Grubundaki Örneklerin ARI Skorlarına Göre Sayısal ve Yüzdesel Olarak Değerlendirilmesi ... 87
4.2.1.1 A Grubundaki Kompozit Örneklerin ARI Skorlarına Göre Sayısal ve Yüzdesel Olarak Değerlendirilmesi ... 87
4.2.1.2 B Grubundaki Kompozit Örneklerin ARI Skorlarına Göre Sayısal ve Yüzdesel Olarak Değerlendirilmesi ... 91
4.2.1.3 C Grubundaki Kompozit Örneklerin ARI Skorlarına Göre Sayısal ve Yüzdesel Olarak Değerlendirilmesi ... 94
4.2.1.4 D Grubundaki Kompozit Örneklerin ARI Skorlarına Göre Sayısal ve Yüzdesel Olarak Değerlendirilmesi ... 98
4.3 KOMPOZIT ÖRNEKLERIN YÜZEY YAPILARININ TEM ILE DEĞERLENDIRILMESI ... 101

5 TARTIŞMA ... 106

5.1 AMACIN VE YÖNTEMIN TARTIŞILMASI 106
5.2 BULGULARIN TARTIŞILMASI 111
5.2.1 Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi 111
5.3 ARI SKORLARINA AIT BULGULARIN TARTIŞILMASI 118
5.4 TEM GÖRÜNTÜLERINE AIT BULGULARIN TARTIŞILMASI 122
6 SONUÇLAR 124
7 KAYNAKLAR 126
HAM VERILER 152
FORMLAR 153
ETIK KURUL KARARI 154
PATENT HAKKI IZNI 155
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 156
ÖZGEÇMIŞ 157

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Kompozit materyallerin inorganic büyüklüklerine göre sınıflandırılması.....7
Tablo 2.2: Öztaş ve ark.'ın ağız içerindeki ortodontik apareylerin MR çekimine uygunluğu değerlendirdiği çalışma 15
Tablo 2.3: Lazer-doku etkileşim tipleri (Glinkowski ve Pokora; 2001). 24
Tablo 4.1: A grubu örneklerine yapıştırılan braketlerin makaslama bağlanma kuvvetleri (MPa).....73
Tablo 4.2: A grubundaki örneklerin bağlanma kuvvetlerinin Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, p^a OF Asit-Kumlama, p^b OF Asit-Lazer, p^c Kumlama-Lazer *p<0.05, **p<0.01, *** p<0.001 74
Tablo 4.3: B grubu örneklerine yapıştırılan braketlerin makaslama bağlanma kuvvetleri (MPa).....75
Tablo 4.4: B grubundaki örneklerin bağlanma kuvvetlerinin Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, p^a OF Asit-Kumlama, p^b OF Asit-Lazer, p^c Kumlama-Lazer *p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001 75
Tablo 4.5: C grubundaki örneklerin bağlanma kuvvetlerinin karşılaştırılması.....76
Tablo 4.6: C grubundaki örneklerin bağlanma kuvvetlerinin Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, p^a OF Asit-Kumlama, p^b OF Asit-Lazer, p^c Kumlama-Lazer *p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001 77
Tablo 4.7: D grubu örneklerine yapıştırılan braketlerin makaslama bağlanma kuvveti (MPa).....78
Tablo 4.8: D grubundaki örneklerin bağlanma kuvvetlerinin Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, p^a OF Asit-Kumlama p^b OF Asit-Lazer p^c Kumlama-Lazer *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001 78
Tablo 4.9: A ve B grupları arasındaki bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001 79
Tablo 4.10: A ve C grupları arasındaki bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001 81
Tablo 4.11: A ve D grupları arasındaki bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001 82
Tablo 4.12: B ve C gruplarının bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001 83

Tablo 4.13: B ve D gruplarının bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001 85
Tablo 4.14: C ve D gruplarının bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001 86

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Lazer sınıflandırması.....25
Şekil 2.2: Yoğunlaştırıcı elektromanyetik mercekle (condenser lense) toplanan, objektif mercekle odaklanan elektron demeti, yine elektromanyetik saptırıcı bobinlerle örnek yüzeyinde tarama işlemini (scanning) gerçekleştir.[220] 34
Şekil 3.1: Anguldruva, cila frezi, polisaj fırçası, pat.....37
Şekil 3.2: Cetvel, maket bıçağı, kalem.....38
Şekil 3.3: OF Asit.....38
Şekil 3.4: Bond ve braket yapıştırıcı 39
Şekil 3.5: Metal üst santral braketleri.....39
Şekil 3.6: Seramik üst santral braketleri.....40
Şekil 3.7: Dinamometre.....40
Şekil 3.8: Ayna, sond, presel, pamuk pelet, bond fırçası 41
Şekil 3.9: Ağız ve siman spatülü, vazelin 41
Şekil 3.10: Kompozit örneklerin hazırlanmasın için kullanılan rehber.....42
Şekil 3.11: Kumlama Cihazı 42
Şekil 3.12: Kumlama cihazı 43
Şekil 3.13: Er:YAG lazer cihazı.....43
Şekil 3.14: Sıyırma cihazı 44
Şekil 3.15: 3M Filltek Kompozit.....46
Şekil 3.16: Kompozit örneklerin hazırlanması.....46
Şekil 3.17: Kompozit örneklerin %37'lik OF asit ile pürüzlendirilmesi 47
Şekil 3.18: Kompozit örneklerin kumlanma ile pürüzlendirilmesi 48
Şekil 3.19: Kompozit örneklerin lazer ile pürüzlendirilmesi 49
Şekil 3.20: Termalsiklus Cihazı 50
Şekil 3.21: Termalsiklus önce OF asit ile pürüzlendirilen örnekler.....51
Şekil 3.22: Termalsiklus öncesi kumlama ile pürüzlendirilen örnekler.....52
Şekil 3.23: Termalsiklus öncesi Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen örnekler.....52
Şekil 3.24: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....53
Şekil 3.25: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....53

Şekil 3.26: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....54
Şekil 3.27: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....54
Şekil 3.28: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal seramik yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....55
Şekil 3.29: Er:YAG ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....55
Şekil 3.30: Termalsiklus sonrası OF asit ile pürüzlendirilen örnekler 56
Şekil 3.31: Termalsiklus sonrası kumlama ile pürüzlendirilen örnekler.....56
Şekil 3.32: Termalsiklus sonrası Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen örnekler 57
Şekil 3.33: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....57
Şekil 3.34: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....58
Şekil 3.35: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....58
Şekil 3.36: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....59
Şekil 3.37: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....59
Şekil 3.38: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....60
Şekil 3.39: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....61
Şekil 3.40: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....61
Şekil 3.41: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....62
Şekil 3.42: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....62
Şekil 3.43: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....63

Şekil 3.44: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....63
Şekil 3.45: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....64
Şekil 3.46: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....65
Şekil 3.47: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....65
Şekil 3.48: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....66
Şekil 3.49: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....66
Şekil 3.50: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü.....67
Şekil 3.51: Akrilik blokların hazırlanması 68
Şekil 3.52: Sıyırma kuvveti uygulanacak metal braketler için cihazın ve örneklerin hizalanması.....69
Şekil 3.53: Sıyırma kuvveti uygulanacak seramik braketler için cihazın ve örneklerin hizalanması.....69
Şekil 3.54: Olympus Işık Mikroskobu 70
Şekil 4.1: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....88
Şekil 4.2: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....88
Şekil 4.3: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....89
Şekil 4.4: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....89
Şekil 4.5: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi 90
Şekil 4.6: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....90

Şekil 4.7: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....91
Şekil 4.8: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....92
Şekil 4.9: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....92
Şekil 4.10: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....93
Şekil 4.11: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi 93
Şekil 4.12: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....94
Şekil 4.13: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....95
Şekil 4.14: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi 95
Şekil 4.15: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....96
Şekil 4.16: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....96
Şekil 4.17: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi 97
Şekil 4.18: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....97
Şekil 4.19: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....98
Şekil 4.20: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi 99
Şekil 4.21:Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....99
Şekil 4.22: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....100

Şekil 4.23: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi 100
Şekil 4.24:Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi.....101
Şekil 4.25: Hiç bir yaşlandırma uygulaması yapılmamış yeni kompozit örnekler 101
Şekil 4.26: 1 yıllık yaşlandırmaya denk gelen 10.000 termalsiklus uygulaması yapılan kompozit örnekler.....102
Şekil 4.27: OF asit ile pürüzlendirilmiş yeni kompozit yüzeyler.....103
Şekil 4.28: 10.000 termalsiklus ile yaşlandırılan ve OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeyler 103
Şekil 4.29: Al_2O_3 kumlama ile pürüzlendirilen yeni kompozit yüzeyler.....104
Şekil 4.30: 10.000 termalsiklus ile yaşlandırılan ve kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeyler 104
Şekil 4.31: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen yeni kompozit yüzeyler 105
Şekil 4.32: 10.000 termalsiklus ile yaşlandırılan ve Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeyler 105

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

OF asit: Ortosfosforik asit

Al_2O_3 :Alüminyum oksit

µ: Mikon

µm: Mikrometre

nm: Nanometre

mm: Milimetre

mm^2: Milimetre kare

µs: Mikrosaniye

sn: Saniye

dk: Dakika

N: Newton

HF asit: Hidoflorik asit

Hz: Hertz

^0C: Santigrat derece

APF: Asidüle edilmiş fosfat florür

Er:YAG: Erbiyum: Yitriyum-aluminyum-garnet

CO_2: Karbondioksit

%: Yüzde

MPa: Megapascal

Gr: Gram

CNC: Computer Numerical Control

ARI: Adhesive Remnant Index

TEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

LED: Light-emitting diode

W: Watt

AR-Ge: Araştırma – Geliştirme

Oz: Ons

ÖZET

Vatan M.F. (2023) Yeni ve Yaşlandırılmış Reçine Kompozit Yüzeylere Yapıştırılan Metal ve Porselen Braketlerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Tez çalışmamızın amacı, farklı pürüzlendirme teknikleri ile hazirlanan yeni ve yaşlandırılmış kompozit yüzeyler üzerine yapıştırılmış metal ve seramik ortodontik braketlerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir. Bu amaçla 288 kompozit örnek 4 ana gruba bölünerek üzerlerine metal ve seramik braketler yapıştırılmıştır. Kompozit örneklerin yüzey hazırlama işlemleri ortofosforik asit, Al_2O_3 ile kumlama ve Er:YAG lazer ile yapılmıştır. 1.gruba hiçbir şekilde yaşlandırma işlemi uygulanmadan braketler yapıştırılmış, 2.grupta örnekler braketlerin yapıştırılmasında önce, 3.grupta örnekler hem braketler yapıştırıldıktan önce hem de braketler yapıştırıldıktan sonra, 4.grupta örnekler braketler yapıştırıldıktan sonra 10.000 termalsiklus döngüsü ile yaşlandırılmıştır. Kompozit örneklere yapıştırılan tüm örnekler Instron evrensel test cihazında kopartılarak bağlanma dayanımları değerlendirilmiş, sonrasında örnekler ışık mikroskobu altında x20 büyütme altında incelenmiş ve ARI skorlaması yapılmıştır. Kompozit örneklere yapılan pürüzlendirme ve yaşlandırma uygulamaların etkisinin incelenmesi için TEM kullanılmıştır. Tez çalışmasının sonuçlarına göre tüm metal braket grupları için OF asit ile pürüzlendirme yetersiz bağlanma dayanımı oluştururken, tüm seramik braket grupları için OF asit ile pürüzlendirme yeterli bağlanma dayanımı oluşturmuştur. Tüm metal ve seramik braket grupları için Al_2O_3 ile kumlama ve Er:YAG lazer ile pürüzlendirme klinik için yeterli bağlanma dayanımı oluşturmasına rağmen, kompozit restorasyona sahip yüzeylerde seramik braketlerin kullanılması seramik braketlerde ya da kompozit yüzeylerde kırılmalara sebep olmaktadır. Yeni ve yaşlandırılmış kompozit yüzeylere metal veya seramik braket yapıştırıldıktan sonra yaşlandırma yapılan gruplar incelendiğinde ise yaşlandırma uygulamasının bağlanma dayanımını azaltmadığı, bunun aksine birkaç alt grupta bağlanma dayanımını yükselttiği sonucuna ulaşılmıştır.

Anahtar Kelimeler: kompozit, braket, yüzey pürüzlendirme, termalsiklus, bağlanma dayanımı

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 38030

ABSTRACT

Vatan M.F. (2023). Evaluation of Shear Bond Strength of Metal and Ceramic Brackets Bonded to New and Aged Resin Composite Surfaces Prepared with Different Surface Treatment Techniques. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Orthodontics. PhD Thesis. Istanbul.

The aim of this thesis was to evaluate the SBS of metal and ceramic orthodontic brackets bonded to new and aged composite samples prepared with different surface treatment techniques. For this purpose, 288 composite samples were divided into 4 main groups and metal and ceramic brackets were bonded to the samples. Surface treatment of the composite samples were performed with orthophosphoric acid, Al_2O_3 sandblasting and Er:YAG laser. In the 1st group the brackets were bonded to the new composite samples, in the 2nd group the samples were subjected to thermocycling before the brackets were bonded, in the 3rd group the samples were subjected to thermal cycling both before and after the brackets were bonded, in the 4th group after the brackets were bonded the samples were subjected to thermocycling. SBS were obtained with an Instron universal test device. ARI scoring was evaluated for each specimen with a light microscope under x20 magnification. SEM was also used to examine the effect of surface treatment and aging on composite samples. The results showed that surface treatment with OF acid showed insufficient SBS for all metal bracket groups while the results were found adequate for all ceramic bracket groups. Although sandblasting with Al_2O_3 and surface treatment with Er:YAG laser for all metal and ceramic bracket groups showed sufficient SBS, during the debonding phase damages in ceramic brackets or on composite surfaces were observed. It was concluded that the aging application did not decrease the SBS in the metal or ceramic bracket groups bonded to new and aged composite specimens that were thermocycled after. On the contrary, SBS results were found increased in several subgroups.

Key Words: composite, bracket, surface treatment, thermalcycle, shear bond strength

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No: 38030

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tüm dünyada ve ülkemizde, ortodontik tedaviye olan talep artmakta, buna bağlı olarak tedaviye başlayan erişkin birey sayısında da artış görülmektedir.[1] 2002 yılında yapılan bir çalışmaya göre Amerika'da her yıl ortodonti kliniğine başvuran 1,3 milyon bireyin %25'ini erişkin hastalar oluşturmaktadır.[2] Bireylerin sahip oldukları restorasyonlar sabit ortodontik tedavi planlamasını ve başarısını karmaşık ve zor bir hale getirmektedir. Özellikle anterior dişlerin vestibülünde bulunan kompozit rezin restorasyonlar, ortodontik tedavilerde braketlerin yapıştırılması ve çıkartılması için farklı uygulama prosedürlerini gerektirmektedir.[3–5]

Ortodontik tedavilerin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi braketler ile bağlantı yüzeyi arasındaki kuvvetin çiğneme kuvvetlerine karşı gösterdiği bağlanım dayanıklığıdır. Bu bağlanma kuvvetinin yeterli olmaması durumunda braketler yüzeyden ayrılmakta, tedavinin başarısı azalmakta, süresi artmakta ve hastaya verdiği rahatsızlıklar çoğalmaktadır. Bununla birlikte ortodontistin hasta başında geçirdiği zamanı da arttırmakta ve tedavi kalitesi üzerine negatif etkileri olmaktadır.[6]

Literatür çalışmalarına göre ortodontik braketlerin ortalama olarak 6-8 MPa arasında bir bağlanma dayanımına sahip olması çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç sağlamaktadır.[7] Bununla birlikte bağlanma dayanımlarının 13,75 MPa'yı geçmesi durumunda braketlerin çıkarılması sırasında yapıştırılan yüzeylerde geri dönüşümsüz hasarlar oluşabilmektedir.[8]

Ortodonti pratiğinde farklı yüzeylere braket yapıştırma konusunda her geçen gün yeni teknikler ve materyaller ortaya çıkmaktadır. İlk olarak farklı yüzeye sahip dişlerin bantlanması düşünülürken, bu durumun zaman alıcı olması, estetik olarak eksikliklerinin bulunması, tedavi sonrasında bantların etrafında beyaz nokta lezyonları veya çürüklerin oluşabilme ihtimalleri ve ağız hijyenini sağlamaktaki zorluklardan dolayı alternatif yöntemler aranmıştır.[9]

1984 yılında Newman ve ark.'ın yaptığı ve porselen yüzeylerin pürüzlendirilmeden braketlendiği çalışmanın sonuçlarına göre, braketlerin bağlanma dirençleri yeterli olmamıştır.[10] Smith ve ark.'ın yaptığı çalışmaya göre silan kullanılmaksızın porselen yüzeyler braketlenmiş ve yetersiz bağlanma elde edilmiştir.[11]

Kao ve ark.'ı ise porselen yüzeylerin braketlerin yapıştırılmasından önce aşındırılması gerektiğini söylemişlerdir.[12] Zachrisson ve ark.'ı porselen yüzeyin pürüzlendirilmesi için kumlama sistemini kullanmış ve elmas frezler ya da yeşil taşlar ile porselen yüzeyi aşındırmışlar fakat onlar da yeterli bağlanma direnci bulamamışlardır.[13]

Literatürde, mine veya porselen restorasyonlar üzerine sabit ortodontik ataşmanların bağlanma ve kopma kuvvetlerini değerlendiren çok sayıda çalışma mevcutken, kompozit yüzeyler üzerine sabit ortodontik ataşmanların bağlanma ve kopma kuvvetlerini değerlendiren çalışma sayısı ise yetersizdir.[14]

Viwattanatipa ve ark.'ın 2008 yılında yaptıkları çalışmaya göre kompozit materyallerin içeriği, ortodontik ataşmanlarının bağlanma kuvvetini etkilemektedir.[15] Direkt kompozit restorasyonların yapıldığı vakalarda sıklıkla nanofil kompozitler kullanılmaktadır. Nanofil kompozitler, dayanıklılığı ve estetik özellikleri sayesinde hem ön hem de arka bölge dişleri için uygun kompozitler olup dişlerin bukkal bölgelerinde kullanılmakta ve braketlerin bağlanma dayanımlarını etkilemektedir.[16] Puckett ve ark.'ın 1991 yılında, Gordan ve ark'ın 2006 yılında yaptıkları çalışmalara göre ise kompozit yüzeyleri pürüzlendirme için asit ve kumlama işlemleri ihtiyaç duyulan bağlanma dayanımını sağlamaktadır.[17,18]

Restoratif diş hekimliği alanındaki gelişmelerle birlikte kompozit rezinlerin başarılı estetik özelliklerinin artmasıyla yaygın olarak klinik işlemlerde tercih edilebilir hale gelmişlerdir.[19] Nanofil kompozitler ile birlikte düzgün ve pürüzsüz yüzeyler ile doğal görünümlü restorasyonlar elde edilmiştir.[20] Nanofil kompozit rezinler nanomer ve nanoöbek doldurucu partiküller içeren bir kompozit sistemidir.[21] Nanoöbekler nanofil kompozitlere, dayanıklılık ve güvenirlilikte mkrofil ve nanohibrit sistemlere göre belirgin bir güçlendirme mekanizması sağlamıştır.[22] Nanofil kompozitler, hem mikrohibrit kompozitlerin mekanik dayanımlarına hem de mikrofil kompozitlerin mekanik dayanımlarına sahiptir. Hibrit kompozitlerde büyük doldurucu partikülleri sebebiyle cilalanmada azalma oluşmaktayken, nanofil kompozitlerin nanoöbekleri sayesinde bu cilanmadaki kayıp çevre dokularla aynı oranda olmaktadır. Bu sayede restorasyon yüzeyi uzun süre boyunca pürüzsüz kalmaktadır.[23] Nanofil kompozit rezinelerin düşük aşınma oranı, yüksek dayanıklılık, düşük polimerizasyon büzülmesi, uzun süreli cilalı yüzeye sahip olması ve yüksek yüzey kalitesine sahip materyallerdir.[21]

Ağız içerisinde kompozit restorasyonlara sahip ortodontik tedavi görmek isteyen bireylerin dişlerine yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımları değerlendirilirken, bu kompozit restorasyonların yeni yapılmış veya uzun süredir ağızda bulunabileceği ihtimali, bağlanma dayanımlarının sonuçlarını anlamlı bir şekilde etkileyebileceği düşünülmüş ve çalışmamız bu yönde planlanmıştır. Barbosa ve ark. 5000 termosiklus döngüsünün, Saavedra ve ark. ise 12000 termosiklus döngüsünün kompozit yüzeye bağlanma direncini azalttığını söylemişlerdir.[24,25] ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5 °C ile 55 °C arasında 500 döngünün laboratuvar çalışmaları için yeterli olduğu bildirilmiştir. Gale ve Darvell'ın yaptıkları çalışmada ISO stardartlarında olan 500 termosiklusun bağlanmanın uzun dönem takliti için yetersiz olduğunu bildirmişlerdir.[26]

Çok uzun yıllardır dişleri üzerinden kompozit restorasyonlar bulunan hastalar olsa bile standart bir değerlendirme için çalışmamıza bir senedir diş üzerinde bulunan restorasyonlar katılmıştır. Araştırmalar sonucunda ise bir senelik yaşlandırmaya denk gelen termosiklus sayısının 10.000 olduğu sonucuna ulaşılmış ve çalışmamızdaki kompozit örneklerin yaşlandırılması bu sonuca göre planlanmıştır.[26]

Ortodonti klinik pratiğinde dişlerin bukkal yüzeylerinde genellikle metal veya seramik braketler tercih edilmektedir. Metal braketler, uzun yıllardır yüksek klinik verimlilikle ortodontik tedavinin en önemli araçları olmuşlardır. Son yıllarda diş hekimliği materyallerinde sıklıkla kullanılan titanyum alaşım içerikli metal braketlerin biyouyumluluğunun iyi olması, alerjik özelliklerinin düşük olması, yüksek korozyon direncine sahip olması gibi avantajlarından dolayı kullanımı önerilmiştir.[27] Metal braketlere alternatif olarak ortaya çıkan seramik braketler ise alüminyum oksitten üretilmektedir. Metal braketlerin kullanımının kontraendike olan durumlarda da kullanılabilen seramik braketler, metal alerjisi olanlar, düzenli olarak baş-boyun MR'ına girmesi gerekenler veya estetik olarak metal braketlerin görüntüsünü yeterli görmeyen bireyler için tercih edilebilmektedirler.

Bu bilgiler ışığında tez çalışmamızın amacı; güncel nanofil kompozit yüzeyine, farklı zamanlardaki yaşlandırma prosedürleri ve farklı yüzey pürüzlendirme uygulamaları ile metal ve seramik braketlerin bağlanma ve kopma değerlerini in-vitro olarak değerlendirmek, bu sayede klinik uygulamalara yön verecek güncel bilgilere ulaşmak ve klinik bir rehber oluşturmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Ön Bölge Dişlerinde Kompozit Rezin Kullanımı

Estetik kelimesi Yunanca 'aisthesis' kelimesinden türetilmiştir. Anlam olarak duyulur algı, duyum olarak tanımlanmıştır. Estetik, güzel ve güzelin doğa ile uyumunu inceleyen felsefe dalıdır.[28]

Bireyler; eksik, defektli ya da çürük ön bölge dişlerinin görünümünü estetik ve fonksiyonel açıdan yeterli görmedikleri için bu dişlerinin görünümlerinin değişmesini istemektedirler. Bireyler bazı durumlarda dişlerinde hiçbir problem olmasa dahi özellikle ön bölge dişlerinin görüntüsünden veya renklerinden memnun olmayabilirler. Hastalarda hem estetiği sağlamak hem de doğru bir fonksiyon oluşturmak için porselen, zirkonyum, lamina veneer veya kompozit rezin restorasyon gibi restoratif uygulamalar yapılmaktadır.

Dişlerinin renklerinden memnun olmayan bireyler için sadece diş beyazlatma uygulaması bile tatmin edici olabilir. Bununla birlikte ön bölge dişlerinde ki problemleri gidermek için sıklıkla başvurulan yöntemlerden biri de porselen ya da zirkonyum kuronlardır. Ancak bu yaklaşımlar ile fazla miktarda diş materyal kaybı olması ve diş bütünlüğünün bozulması ilerleyen yıllarda diş eti ve çevre dokularda zarar oluşturmaktadır.[29] Yeni tekniklerin gelişmesiyle ve uygun endikasyonlarla birlikte hastaların istekleri, daha az materyal kaybı ile uygulanabilen lamina veneer veya kompozit veneer tedavileriyle de karşılanabilir.[30,31]

Özellikle ön bölge dişlerinde sıklıkla kullanılmaya başlanan kompozit rezin restorasyonlar son yıllardaki teknolojik gelişmelerle birlikte tercih edilebilir hale gelmiştir.[14] Bireylerin dişlerinden çok az materyal kaldırılması veya bazı endike durumlarda hiç materyal kaybı olmadan bireylerin estetik ve fonksiyonel eksikliklerinin giderilmesi her geçen gün kompozit restorasyonları tercih edilebilirliğini arttırmaktadır.[32–34]

Kama lateral gibi diş boyutlarının genetik olarak küçük olduğu durumlarla birlikte aşınmış yaşlı dişler, abrazyon, atrizyon, travma ve çürük nedeniyle dişte madde kaybına neden olan durumlarda estetik ihtiyaçlar oluşmaktadır. Ayrıca eski restorasyonların etrafında oluşan sekonder çürükler, erozyon, renklenmiş veya lekelenmiş dişler, florozis, tetrasiklin renklenmesi gibi dişte renklenmeye neden olan durumlarda da estetik restorasyonlara ihtiyaç duyulur. Restoratif tedavide diastemaların kapatılması da sıklıkla kompozitler rezin materyaller ile yapılabilmektedir.[35,36]

2004 yılında ülkemizde yapılan ve dişlerin üzerindeki restorasyonları değerlendiren bir çalışmaya göre yaş ile birlikte ağız için restorasyon görülme ihtimali artmaktadır.[37] DMFT(decayed=çürük, missing=kayıp, filled=dolgulu) indeksiyle birlikte dişlerin üzerlerinde olabilecek restorasyonlar yaş, sosyoekonomik durumlar, yaşadıkları bölge gibi değişkenler göz önünde bulundurularak değerlendirilmiştir.[37] Oktay ve ark.'ın yaptıkları 'Türkiye'de Ağız Diş Sağlığı Hizmetleri Mevcut Durum Analizi 2009-2010' adlı çalışmanın sonuçlarına göre 10-14 yaşları arasındaki DMFT indeksi 2,23 olmuş ve 2004 yılındaki çalışmaya göre yükselmiştir.[38] 15-19 yaşları arasında ise 2,3'ten 1,9'a gerilemiştir.[38] 2004 yılındaki çalışmada 35-44 yaşları arasındaki DMFT indeksi 10,8 olmaktayken 2009-2010 çalışmasında 30-39 yaşları arasında 6,41'e, 40-49 yaşları arasında ise 9,13 değerine gerilemiştir.[38]

2.1.1 Kompozit Restorasyon Materyalleri

Kompozit sistemlerin ön bölge dişlerinde kullanılması 1960'lı yıllara kadar uzanmaktadır. Güncel teknolojik gelişmelerle birlikte kompozit materyallerde birçok iyileşme gözlenmesine rağmen sistemin hala bazı noktalarda eksiklikleri bulunmaktadır.[39]

Bu eksiklikler; çiğneme kuvvetlerine karşı yetersiz direnç gösterme ve polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan marjinal sızıntı olarak özetlenmektedir.[39]

Kompozit restorasyonlar ana olarak 3 ana bileşenden oluşmaktadır. Bunlar;

- Rezin matriks (organik yapı)
- İnorganik doldurucu partiküller
- Silan bağlayıcılar

Kompozit materyallerin fiziksel özelliklerini etkileyen en önemli etkenler doldurucular ve rezin matrikslerdir. Bu etkenler sayesinde dayanıklılık, abrazyona karşı direnç, ısısal genleşme kat sayısı ve su emilimi gibi özellikleri değişmektedir.[40,41]

2.1.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler yıllar içerisinde çok fazla değişime ve gelişime uğramıştır. Bu yüzden tam ve geçerli bir sınıflandırma yapmak mümkün olmamaktadır. Araştırmacılar kompozit rezinleri inorganik doldurucu büyüklüğü, partikül ağırlıkları ya da hacimleri, polimer matrikse ekleniş biçimleri veya polimerizasyon yöntemlerine göre farklı

sınıflandırmalara ayırmışlardır.[23] Günümüzde kullanılmakta olan sınıflandırma ise Lutz ve Philips tarafından yapılan ve inorganik doldurucu partikül ve miktarı esas alınan sınıflandırmadır.[42](Tablo.2.1)

Kompozit Rezin	İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (µm)	İnorganik doldurucu partikül yüzdesi (%) (ağırlıkça)
Megafil	50-100 µm	
Makrofil	10-100 µm	%70-80
Midifil	1-10 µm	%70-80
Minifil	0.1-1 µm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1 µm	%35-60
Hibrit	0.04-1 µm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01 µm	

Tablo 2.1: Kompozit materyallerin inorganik büyüklüklerine göre sınıflandırılması

a. Megafil Kompozitler: Okluzal aşınmaların çok olduğu bölgelerde uygulanması önerilir.[43]

b. Makrofil Kompozitler: İnorganik doldurucuları büyük ve sert olan kuartz materyalinden oluşmaktadır. Bu da restorasyonda yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmeye sebep olabilmektedir.[43]

c. Midifil Kompozitler: Partiküller boyutları makro ile mini arasındadır.[43]

d. Minifil Kompozitler: Makrofil kompozitlere göre daha küçük partiküllere sahip olması daha düzgün bi yüzey oluşmasını sağlar.[44]

e. Mikrofil Kompozitler: Bu tip kompozitlerde doldurucu partiküller ve organik matriks hemen hemen aynı hızda aşındığı için makrofil kompozitlere göre daha düzgün bir yüzey elde edilebilir.[43]

f. Hibrit Kompozitler: Adından da anlaşılabileceği gibi iki farklı kompozit sistemini içermektedir. Mikro ve makro partiküllü kompozit rezinlerin özelliklerini aynı anda ihtiva ederler. Mikro partiküller, makro partiküllerin içerisine serpildiği için yüzey pürüzlülüğü azdır ve estetik açıdan önemli olan ön bölge dişlerinde kullanılır.[43]

g. Nanofil Kompozitler: Gelişen teknoloji ile birlikte diğer kompozit rezinlerin avantajlı özelliklerini alarak üretilen kompozit rezin tipidir. Çok küçük partiküllere sahip bir kompozit rezin tipi olup, partiküller ışık dalga boyundan çok daha küçük olduğu için

ışığı absorbe etmez ve dağılmazlar.[44] Kompozit içeriğinde modifikasyon olmayanlara homojen kompozit, kompozit içeriğinde modifiye doldurucular olanlara ise heterojen kompozit adı verilir.[45] Küçük partiküller sayesinde bu tip kompozit rezinlerin ışığı kırma derecesi mine yapısına oldukça yakındır. Bu yüzden ön bölge dişlerinde daha çok tercih edilmektedir.[43]

Nanokompozitlerin üretilme amaçları; hibrit kompozitler gibi kuvvetli mekanik özelliklere sahip olmasının yanısıra mikrofil kompozitler gibi iyi cilalanabilirlik oluşturmasıdır. Diğer kompozit rezinler büyük parçacıkların öğütülmesi sonucu oluşurken, nanopartiküler kompozitler atomların diğer atomlar ile veya moleküllerin diğer moleküller ile birleşiminden oluşmaktadır.[16]

Nanokompozitlerin organik yapısı diğer kompozitler gibi oluşurken, inorganik yapısı nanomerler ve nanoöbeklerden oluşmaktadır.[46] Nanomerler 25-75 nm boyutlarında organik matrikste kümelenmiş partiküllerdir. Geleneksel dolduruculara göre daha küçük yapıya sahip olmaları organik yapı ile olan teması arttırmakta, bu da organik-inorganik birleşiminin daha kuvvetli hale gelmesini sağlamaktadır.[16] Nanoöbekler ise 50 nm'den küçük yapıdaki nanomerlerin kompozit organik yapıya gevşek bir şekilde bağlanmasıyla oluşur. Bu sayede kuvvetli bir yapı oluşup kompozit yapının aşınmaya direnci artarken, yüzey özelliklerini uzun süre devam ettirmesine de katkı sağlar.[47] Nanokompozitler, mikrofiller ile karşılaştırıldıklarında daha iyi cilanabilirliğe, yüksek translüsense ve cilali yüzeyin sürekliliğine sahiptirler.[16]

Nanokompozitlerde doldurucu oranın arttırılmasındaki hedef; organik matriksin hacimce kapladığı alanı azaltarak polimerizasyon büzülme oranını düşürmektir. Ayrıca su emilimini azaltarak boyayıcı maddelelerin etkisini azaltmak ve bu sayede klinik estetik performansın daha uzun süre başarılı bir şekilde devam etmesini sağlamaktır.[16,48,49] Fakat Condon ve Ferracane'nin 2002 yılında yaptığı çalışmaya göre nanomer öbekler polimerizasyonu sırasında büzülmeyi kısmen karşılayabilmektedirler.[48]

2.2 Braketler

Hartley Angle'ın 1887 yılında modern ortodontinin ilk adımlarının atmasıyla birlikte braketler her zaman klinik çalışmaların odak noktasında olmuştur. Braketler kuvvet aktarımda rol almakta, ark telleriyle birlikte ortodontinin en temel materyallerini oluşturmakta ve ark telleri, metal veya elastik ligatür gibi diğer ortodontik materyaller ile birlikte dişleri hareket ettirerek ideal ve doğru bir diş dizilimi yapılmasını

sağlamaktadırlar. Ortodontik tedaviye başvuran bireylerin istekleri ve beklentileri klinisyen ve araştırmacıları sıklıkla alternatif materyaller aramaya yönlendirmekte ve sürekli gelişen teknoloji ile birlikte braketler için farklı üretim teknikleri ve materyal içerikleri ortaya çıkmaktadır.

2.2.1 Braketlerin Tarihçesi

Ortodontik tedavinin ilk yıllarında dişleri hareket ettirecek kuvvet; epoksi reçine ile birlikte dişlere yapıştırılan, paslanmaz çelikten üretilen ve dişlerinin etrafını saracak bir bant üzerine lehimlenen braketler aracılığıyla yapılmaktadır.

Buonocore ve ark.'ları 1955 ve 1968 yıllarında yaptıkları çalışmalarıyla direkt bonding sistemini geliştirmiş ve braketleri herhangi bir ek bant materyale ihtiyaç duymadan dişlerin üzerine yapıştırılabilir hale getirmişlerdir. Bu çalışmalar sayesinde braket yüzey birleşiminde hem mekanik hem de kimyasal bağlanmalar ortaya çıkmıştır.[50,51]

1965 yılında ise Newman %40'lık fosforik asitle birlikte epoksi reçine materyali aracılığıyla braketleri direkt olarak mine yüzeyine yapıştırmıştır.[52]

2.2.2 Metal Braketler

Ortodontistler tarafından uzun yıllar önce kullanılmaya başlayan ve hala en sık tercih edilen braket tipi olan metal braketler ilk olarak 1967 yılında kullanılmaya başlanmıştır.[53]

Metal braketlerin üretiminde östenitik ve martensitik fazları bulunmaktadır. Önceleri östenitik faz paslanmaz çelikten üretilmiş, fakat korozyonu azaltmak ve fiziksel özelliklerini geliştirebilmek için zamanla martensitik faz paslanmaz çelikten üretilmeye başlanmıştır.[54] Östenitik fazla üretilen metal braketler % 18 krom, % 8 nikel içermektedir.[27,55], En çok kullanılan paslanmaz çelik braket tipleri 302, 303SE, 303L, 304, 304L, 316, 316L, 318, 304Lve 316L'dir.[56–58] Metal braketlerin kanat ve kaide üretiminde kullanılan materyaller büyük oranda östenitik tipte paslanmaz çelik alaşımlardan üretilmiştir.[37]

Tip PH 17-4 adı verilen braketler de ise daha yüksek sertliğe ve korozyon direncine sahip martensitik tipte çelikten üretilmiştir.[59] Aşırı derece de sert ve güçlü

olmasına rağmen korozyon direncinin düşük olması sebebiyle martensitik paslanmaz çelik braketler çok tercih edilmemektedirler.[60]

Paslanmaz çelik braketlerin üretimlerinde karbon, krom, nikel, manganez, molibden titanyum, fosfor, niyobyum ve tantal, selenyum, kükürt ve bakır elementleri kullanılmaktadır.[61] Paslanmaz çelikten üretilen braketlerin temel avantajları, yüksek mekanik özellikleri ve maliyetlerinin düşük olmasıdır.[62] Paslanmaz çelik braketlerin korozyon eğilimleri yüksek olduğu için, korozyon eğilimi daha düşük olan 316L tipi braketlerin kullanımı yaygınlaşmış olmasına rağmen bu braket tiplerinde nikel oranının yüksek olması hastalarda alerjik reaksiyon gösterme ihtimalini arttırmıştır.[57] Simonsen ve arkadaşlarının 2011 yılında yaptıkları çalışmaya göre ırk, cinsiyet ve yaşa bağlı olmak koşuluyla hastaların yaklaşık %30'unda nikel alerjisi gözükmektedir.[63]

Titanyum alaşımların eklendiği metal braketler, titanyum alaşımların biyouyumluluğun iyi olması, alerjik reaksiyon oluşturma ihtimallerinin azlığı ve yüksek korozyon direncine sahip olmasından dolayı avantajlı olarak gözlenmektedir.[27] Saf titanyum ya da titanyum alaşımdan üretilen braketler paslanmaz çelik braketlere göre daha az plastik deformasyon göstermektedir.[64] Literatürdeki çalışmalara göre titanyum braketler, paslanmaz çelik braketlere göre daha ıslanabilir bir yüzey gösterdikleri için kompozit ile daha kuvvetli bir bağ oluşturabilmektedirler.[65] Bunun yanında manyetik rezonans imaj taramalarında (MRI) oluşan röntgen görüntü hataları paslanmaz çelik braketlere göre daha az olmaktadır.[66]

Kobalt-krom braketler 1990'lı yılların ortalarından kullanılmaya başlanmıştır. Çelik tel kullanımında paslanmaz çelik braketlere, beta titanyum ve çelik tel kullanımında ise titanyum braketlere göre daha yüksek sürtünme gösterdiği için kullanımı azalmıştır.[61,67,68]

Değerli metallerden üretilen braketlerin içeriğinde ise altın, platin ve palladyum gibi kıymetli metaller bulunmaktadır. Özellikle lingual ortodonti de altın kaplama braketler kullanılmaktadır.[51] Paslanmaz çelik braketlerle benzer klinik özellikler gösterse de maliyetinin fazla olmasından dolayı daha az tercih edilmektedirler.[69]

Metal braketlerde ana tutuculuk sağlama görevi özel olarak tasarlanmış braket tabanlarındadır. Bu sebeple yüzeye mekanik olarak tutunan braketler için taban dizaynları oldukça önemlidir. Ağ varaklı (foil-mesh), horizantal oluklu (integral), delinmiş tabanlı

ve lazerle işlenmiş retansiyon oluklarına sahip tabanlı olmak üzere bir çok braket taban tipi günümüzde de hala kullanılmaktadır.[70,71]

Temel olarak lehimlenmiş ya da tek parça olmak üzere iki farklı braket üretim şekli bulunmaktadır.[54] Bununla birlikte döküm ve çekme yöntemleri de braket üretimlerinde sıklıkla kullanılmaktadır.[54] Son yıllarda ise sinterleme adı verilen ve ince metal tozlarının yüksek sıcaklık altında eritilerek vakumlu bir fırında şekillendirildiği üretim tekniği ve erimiş metal alaşımların enjeksiyon kaplaması (MIM) ile üretilmektedir.[72]

2.2.3 Plastik Braketler

Erişkin hastalardaki estetik ihtiyaçları karşılamak için üretilen plastik braketler ilk olarak 1969 yılında Newman tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Ana materyal olarak polikarbonat ve plastik şekillendirici tozdan üretilmiş olsa bile fiber-cam, cam parçacıklı veya metalle desteklenmiş tipleri de vardır.[73]

1994'te Zachrisson tarafından yayınlanan makalede plastik braketlerin dezavantajları şöyle sıralanmıştır;

- Kırılma, renkleşme, su emilimi ve deforme olma gibi fiziksel zayıflıkları mevcuttur.
- Bağlanma direncini arttırmak için özel ara bağlayıcılara ihtiyaç vardır.
- Ark teli ile slot arası yüksek sürtünme kuvveti oluşturmaktadır.[74]

Plastik braketlerdeki bu sorunları ortadan kaldırmak ve adezyonu arttırmak için tabanlarına oluklar açılmıştır. Bununla birlikte slotlardaki sürtünmenin azalması için slot içlerine metal parçalar yerleştirilmiştir.[75] Gelişen teknolojiyle birlikte yerine yeni alternatiflerin gelmesi ve bu alternatiflerin plastik braketlere üstünlüklerinden dolayı günümüzde pek tercih edilen braket çeşitlerinden değildir.

2.2.4 Seramik Braketler

Dişlerinde ortodontik tedaviyle birlikte daha estetik bir görüntü isteyen özellikle yetişkin hastalar aynı zamanda braketlerin daha az fark edilebilir olmasını da istemektedir. Aynı zamanda bazı vakalarda metal braketlerin kullanımı kontraendike olmaktadır. Özellikle baş-boyun bölgelerinden röntgen çekilmesi gereken çeşitli

durumlarda metal braketler MR çekilmesine engel olabilmektedir. Bu sebeplerden dolayı metal braketlere alternatif olarak üretilen seramik braketler sabit ortodontik tedavide oldukça fazla tercih edilen bir seçenek haline gelmiştir.

Teknolojik gelişmelerle birlikte ilk kez 1986 yılında seramik braket üretimi başlamıştır.[76] Seramik braketlerin üretimi aynı zamanda çeşitli sorunları da beraberinde getirmiştir. Bu sorunları ortadan kaldırmak için sürekli olarak çalışmalar yapılmış ve üç farklı tip seramik braket üretilmeye başlanmıştır. Yapılan çalışmalarla üretilen her yeni braket sisteminde bir önceki sistemi geliştirmeye çalışarak braketlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak amaçlanmıştır.

1. Birinci Jenerasyon Seramik Braketler: Tabanındaki silan tabakası sayesinde kimyasal bir bağlanma sağlar.[77]

2. İkinci Jenerasyon Seramik Braketler: Birinci jenerasyon braketlerin bağlanma dirençleri çok yüksek olduğundan braketlerin çıkarılması sırasında sıklıkla mine ve braketlerde çatlaklar veya kırıklar oluşabilmektedir. Bu yüzden mekanik tutuculuk sağlayan ikinci jenerasyon seramik braketler üretilmiştir.[77,78]

3. Üçüncü Jenerasyon Seramik Braketler: Braketlerin üzerinde, braketin dişten rahat ayrılmasını sağlayacak dikey bir oluk bulunmaktadır. Bu sayede braketlerin çıkarılması sırasında braket kendi içinde kırılsa bile minede oluşabilecek olası zararların azaltılması hedeflenmiştir.[78]

2.2.4.1 Seramik Braketlerin Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması

Tüm seramik braketlerin ana yapısı alümina denilen alimünyum oksit (Al_2O_3) materyalinden oluşmaktadır. Bu yüzden asıl olarak üretim şekilleri braketlerin fiziksel özelliklerini belirlemekte ve bu farklılıklar braketlerin klinik performansları üzerinde etkili olmaktadır.[76] Seramik braketler Al_2O_3'ün yanısıra zirkonya veya kalsiyum fosfat gibi materyaller eklenerekte üretilmektedir.[61]

- Al_2O_3 veya Alümina Braketler

Polikristalin Alümina Seramik Braketler

0.3 μ boyutundaki Al_2O_3 partiküllerinin füzyonlanması veya sinterlenmesi sonucu ortaya çıkan braket tiplerine polikristalin seramik braketler denilmektedir. Seramik partiküller öncelikle oksit partiküller ile karşıtırılır ve 1800 °C üzerindeki bir sıcaklıkta

Al_2O_3 parçacıkları erimeden önce karışımın füzyonu sağlanır. Bu işlemin adı sinterlemedir. Ardından elmas yüzeyli kesme aletleri ile yüzey üzerinde slotlar için oluklar açılır ve yüzeyin pürüzsüz hale gelmesi için ısıl işlem uygulanır.[79]

Sinterleme ile üretilen seramik braketlerde oluşabilecek %0.001'den az bir düzensizlik bile tedavi esnasında ve braketlerin çıkartılması sırasında braketlerin kırılmasına sebep olabilir.[79]

Omana ve ark. 1992 yılında yaptıkları bir çalışma ile kesme işlemini elimine etmek ve daha hızlı bir şekilde pürüzsüz yüzeyler elde etmek için seramik enjeksiyon yöntemini kullanmışlardır.[80] Reimann ve ark.'da 2016 yılında bu çalışmayı destekleyerek sinterleme sonrası enjeksiyon yöntemiyle birlikte kesme işlemi yapılmadan da başarılı sonuçlar elde edildiğini göstermişlerdir.[81]

Monokristalin Alümina Seramik Braketler

Bu tür seramik braketler de esas amaç Al_2O_3 parçacıklarının yavaş yavaş soğutularak kontrollu kristalizasyonunu sağlamaktır. Başlangıçta doğal safirden üretilen monokristalin braketler sonrasında sentetik safirden üretilmeye başlanmıştır.[61] Öncesinde 2100 °C'ye kadar ısıtılan Al_2O_3 parçacıkları yavaş yavaş soğutulmaktadır. Sonrasında çubuk şeklindeki bir kalıp yardımıyla ultrasonik teknikler ve elmas frezler ile birlikte braket yüzey şekillendirilmesi yapılır ve yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi için ısıl işlem uygulanır.[79]

Monokristalin braketler, polikristalinlere göre yavaş yavaş soğutulduğu için daha dayanıklı olmasına rağmen üretim ve kesme işleminin zorluğu gibi dezavantajları da bünyesinde bulundurur.[79]

- Zirkonya Seramik Braketler

Zirkonya, özellikle Avustralya plajlarındaki kumlardan elde edilen özel bir materyaldir.[82] Polikristalin tipteki seramik braketlere alternatif olarak üretilen zirkonya seramik braketler, zirkonya tozu ile itriyum oksit karışımından elde edilmektedir. Baskı kalıplama tekniği ile birlikte sinterleme yapılır ve poröziteninin temizlenmesi için ışıl işlem uygulanır.[83]

Diğer seramik braketlere göre daha kırılgan bir yapıda olması, renginin polikristalin braketlere göre daha sarımsı olması gibi dezavantajlarından dolayı kullanımı gittikçe azalmıştır.[84,85]

- Kalsiyum Fosfat Seramik Braketler

Japonya'daki üreticileri tarafından mükemmel biyouyumluluk, mine yüzeyi ile benzer bir taban sertliği ve düşük sürtünme kuvvetlerine sahip braketler olarak tanımlanmış ve özellikle derin kapanışa sahip hastalarda diş abrazyonunu engellediği savunulmuş olsa bile üretici firma braketlerin içeriği ve üretim tekniği açısından herhangi bir bilgilendirme yapmamıştır.[61]

2.2.5 Seramik Braket-Yüzey Bağlantı Mekanizması

Seramik braketler kimyasal, mekanik veya her iki sistemin aynı anda devreye girdiği bir polimer ağ tabanı ile mine yüzeyine tutunmaktadırlar.[86,87]

Kimyasal bağlanma oluşması için seramik braketlerin tabanına bir cam kaplama yapılmakta ve bu cam kaplama ile yüzey arasında kimyasal bağ oluşması için silan kullanılmaktadır.[78,88,89] Ancak kimyasal bağlanma mine yüzeylerinden geri dönüşümsüz zararlar oluşturabileceği için tercih edilebilirliği azalmıştır.[87,90–93]

Braketlerin yapıştırıldığı yüzeylerin daha az zarar görmesi için mekanik tutuculuk yöntemi geliştirilmiş ve braket tabanlarının tipleri değiştirilmiştir.[87,94,95] Günümüzde daha çok mekanik tutuculuk ile yapıştırılan monokristalin yapıdaki braketler tercih edilmektedir. Seramik braketler tabanları ise güvercin kuyruğu şeklinde, polimerle kaplı çukur şeklinde, mantar şeklinde veya lazerle yapılandırılmış tabanlı gibi bir çok farklı şekilde bulunmaktadır.[96]

2.2.6 Seramik Braketlerin Avantajları ve Dezavantajları

Avantajları

- Ağız içi dokularla mükemmel biyouyumluluk gösterir.[97]
- Nikel, krom gibi materyallere alerjisi olanlarda kullanımı endikedir.[93]
- Plastik braketlere göre yüksek yapışma dayanımı ve daha estetik bir görüntü sağlamaktadır.[98]
- Baş boyun bölgesini incelenmesinde kullanılan Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) sırasında, görüntüde bozukluk oluşturmayaçağı için braketlerin çıkartılması gerekmez.[66]

Öztaş ve ark.'ı 2018 yılında yaptıkları çalışma ile klinik bir rehber oluşturmuşlardır. Buna göre seramik braketler MR çekimi için güvenlidir.[99](Tablo 2.2)

Kullanılan Materyal	Yapılması Önerilenler
Paslanmaz çelik braket	Baş-boyun MR'ı çekilecekse mutlaka çıkarılmalıdır.
Seramik braket	MR için güvenlidir.
Çelik slota sahip seramik braketler	Oral kavite için MR çekilecekse mutlaka çıkarılmalıdır.
Titanyum braketler	Oral kavite için MR çekilecekse çıkarılması iyi olur.
Plastik braketler	MR için güvenlidir.
Paslanmaz çelik teller	Baş-boyun MR'ı çekilecekse mutlaka çıkarılmalıdır.
Ni-Ti teller	MR için nispeten uyumludur.
Kompozit teller	Muhtemelen MR için güvenlidir.
Palatal-lingual arklar	Baş-boyun MR'ı çekilecekse mutlaka çıkarılmalıdır.
Sabit bonded retainerlar	Oral kavite için MR çekilecekse mutlaka çıkarılmalıdır.
Ligatür telleri	Oral kavite için MR çekilecekse çıkarılması iyi olur.
Mini vida ve mini plaklar	Oral kavite için MR çekilecekse mutlaka çıkarılmalıdır.
Müteharrik apareyler	MR çekilmeden önce mutlaka çıkarılmalıdır.

Tablo 2.2:Oztaş ve ark.'ın ağız içerindeki ortodontik apareylerin MR çekimine uygunluğu değerlendirdiği çalışma

Dezavantajları

- Mine yüzeyi ile karşılaştırıldıklarında yaklaşık 9 kat daha sert bir yapıya sahiptirler ve bu da braketlerin çıkartılması sırasında geri dönüşümsüz zararlar oluşturabilir.[96]
- Metal braketlerde ağız için kuvvetlerde braketlerin esneme miktarı yaklaşık %20'iken, seramik braketlerde bu oran %1 kadardır.[90]
- Radyolüsent görüntüsünden dolayı braketin ya da kırık bir parçasının yutulması ya da yumuşak dokuya batması durumlarında röntgen görüntüsünde teşhis etmek mümkün olmamaktadır.[92]
- Renk değişimi ve stres dolayısıyla braketlerde korozyon gözlenebilir.[100]
- Braketlerin çıkartılması sırasındaki zorluklardan dolayı; mine çatlağı görünen dişlerde, restorasyonlu dişlerde ve çeşitli şekil anomalilerine sahip dişlerde kullanımları oldukça zordur.[91]

2.3 Braket Yapıştırma

Ortodonti pratiğinde braketlerin mine veya restorasyonlu yüzeye doğru konumlandırmayla yapıştırılması tedavinin başarısı açısından oldukça önemlidir. Doğru pozisyonda yapıştırılan braketler dişlerde oluşabilecek zararları azaltırken, tekrar bir yapıştırma ihtiyacına karşı oluşacak maliyetleri düşürecek ve ortodontistin koltuk başında geçirdiği seans sürelerini azaltacaktır.

Ortodonti literatüründe mine yüzeyine braket yapıştırma ve braketlerin bağlanma dayanımlarının inceleyen oldukça fazla çalışma bulunmaktadır. Mine yüzeyinin hazırlanması çok önemli olmasına rağmen, braketler sadece mine yüzeyine yapıştırılmamakta, braket yapıştırılacak yüzeylerde hastalar farklı restorasyonlara sahip olabilmektedir. Bu da her yüzey için ayrı bir yapıştırma tekniği oluşturmayı gerekli kılmıştır.

Uygun yüzeye doğru pürüzlendirme yöntemi seçildikten sonra yüzey primer ajan ile örtülmeli uygun yapıştırma sistemi ile birlikte braketler yüzeye yapıştırılmalıdır. Yapıştırıcı sistemlerinden bağımsız olarak 4 ana madde yapıştırma için vazgeçilmezdir.

Bunlar;

a. Transfer: Ortodontist bir tutucu yardımıyla braketi tutar ve braket tabanına yapıştırıcı ajanını sürerek yüzeye yerleştirir. Kimyasal karışımla elde edilen yapıştırıcılarda süre oldukça önemlidir.[74,101]

b. Pozisyonlandırma: Sond yardımı ile braket doğru pozisyona getirilir. Vertikal pozisyonlandırma için haç, horizontal pozisyonlandırma için ise ayna kullanılmaktadır.[74,101]

c. Uyumlandırma: Doğru pozisyonda konumlanan braket bir sond veya özel bir el aleti yardımıyla tek noktadan diş yüzeyine doğru bastırılır. Bu uygulamanın ideal bir şekilde yapılması oldukça önemlidir.[74,101]

d. Fazlalığın alınması: Uyumlandırma işlemi sonrası braket tabanının kenarlarına taşan fazla yapıştırıcı materyaller bir sond yardımı ile temizlenir. Bu işlem yüzeyde kalabilecek yapıştırıcı fazlalıklarını ortadan kaldırarak dişlerin bukkogingival yüzeylerinde oluşabilecek beyaz nokta lezyonlarının oluşma riskinin önüne geçerken, çürük oluşumunun ve beslenme sonucu oluşabilecek renkleşme ile estetik kayıpların da engellenmesi açısından önemlidir.[74,101]

2.3.1 Mine Yüzeyine Braket Yapıştırma

Braketler yapıştırılmadan önce mine yüzeyinin organik ve mekanik artıklardan arındırılması gerekmektedir. Bunun için mikromotor ucuna takılan plastik veya kıl bir fırça ve polisaj patı ile birlikte yüzey temizlenmelidir. Bu işlem süresince diş etine dikkat edilmeli herhangi bir kanama durumunda braketlerin yapıştırılmasının kontraendike olabileceği, tutuculuğun azalabileceği ve pozisyonlandırmanın zor olacağı unutulmamalıdır. Yüzey temizliğinden sonra yüzey hava su spreyi ile doğru bir şekilde yıkanmalı ve kurutulmalıdır. [102,103,104,105]

Yüzey temizliği sonrası braket yapıştırmadan önce mine yüzeyinde nem kontrolu yapılmalı, mine tükürük veya dişeti oluğu sıvısı kontaminasyonundan korunmalıdır. Bu amaçla ekartörler, tükrük emiciler, pamuk rulolar ve dil tutucular gibi yardımcı elemanlar kullanılmaktadır. Mine yüzeyine bağlanma da adeviz başarısızlıkların en büyük sebeplerinden biri kontaminasyon olarak gözlenmektedir. [102]

Mine yüzeyinde asit, frez, kumlama ya da lazer gibi çeşitli pürüzlendirme yöntemleri ile morfolojik değişiklikler oluşturularak, mine yüzeyi mekanik olarak pürüzlü bir hale getirilmektedir. Bu yüzeyin üzerine ince bir tabaka halinde primer sürülmekte ve hava sıkılarak tabaka inceltilmektedir. Primer sayesinde hem yüzey korumalı bir hale gelmekte, hem de mine yüzeyi ile yapıştırıcı ajan arasında kimyasal bir bağ kurulmaktadır.[106] Son olarak seçilen yapıştırma ajanı ile birlikte yapıştırma kurallarına uyarak braketin mine yüzeyine yapıştırılması sağlanmaktadır.[88]

2.3.2 Restorasyonlu Yüzeye Braket Yapıştırma

Ortodontik tedaviye ihtiyaç duyan hasta sayısındaki artışla birlikte braket yapıştırılıcak yüzeylerde restorasyonlarla karşılaşma ihtimali de artmıştır. 2004 ve 2009-2010 yıllarında yapılam çalışmalar sonuçlarına göre 15-30 yaş aralığındaki bireylerin dişlerinde restorasyonların görülme ihtimali artmaktadır.[37,38]

Yapıştırma ajanlarındaki yenilikler ve yüzey pürüzlendirme yöntemlerindeki gelişmelerle birlikte yaş ile bağlantılı bir şekilde artış gösteren bu restorasyonlu diş yüzeylerine braket yapıştırma başarı oranları oldukça yükselmiştir. Bu sayede daha fazla birey tedavi edilebilmekte ve bireylerin tedaviye bakış açıları olumlu yönde gelişmektedir.

2.3.2.1 Amalgam Dolgulu Yüzeye Braket Yapıştırma

Gelişen teknolojiyle birlikte günümüzde restorasyon olarak kompozit veya seramik materyaller kullanılsa dahi hala amalgam restorasyonların kullanımı da devam etmektedir.

Metal içerikli amalgam yapıya kimyasal bağlanmayı arttırmak için iki farklı rezin kullanımı önerilmiştir. Bunlar 4-META rezinler ve MDP bisGMA rezinlerdir. Yapılan in-vitro çalışmalar amalgam yüzeye bağlanma dayanımlarının, mine yüzeyine göre düşük olduğunu göstermiştir.[107] 4-META rezin amalgam yüzeylere bağlanmada en yüksek bağlanma kuvvetini sağlamakta fakat tutunmayı arttırıcı bir ara rezin ile birlikte kullanılan bisGMA ile de olumlu sonuçlar elde edilmiştir.[108] Metal braketler için yapılan in-vitro bir çalışmaya göre amalgam yüzeyin kumlanmasıyla ortaya çıkan bağlanma direnci 3.4 ile 6.4 MPa arasındayken, mine yüzeyinde oluşan bağlanma direnci 13.2 MPa olarak gözlenmiştir.[108]

Amalgam dolgulu yüzeye braket yapıştırken yüzey iki farklı şekilde değerlendirilmelidir. Yüzeyde küçük bir amalgam dolgu varsa ve geri kalan dokular mine yapısı ise; amalgam yüzey 50 μm Al_2O_3 ile 3 saniye boyunca kumlanır, etrafındaki mine yüzeyi %37'lik ortofosforik asit (OF asit) ile 15 saniye asitlenir ve primer ile birlikte yapıştırıcı sürülerek braket yapıştırılır. Eğer amalgam dolgu bütün yüzeyi kapılıyorsa; amalgam yüzey 50 μm Al_2O_3 ile 3 saniye boyunca kumlanır, 4-META içerikli bir ara rezin eşit kalınlıkta uygulanır ve primer ile birlikte braket yüzeye yapıştırılır.[109]

2.3.2.2 Porselen Yüzeye Braket Yapıştırma

Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan porselen materyaller braketlerin bu yüzeylere yapışmasını oldukça zorlaştırmaktadır. Silika bazlı seramikler, alüminyum oksit seramikler ve zirkonyum oksit seramikler sıkça kullanılan porselen materyallerdir.[110]

Yapıştırma için öncelikli olarak porselen yüzeyler üzerindeki parlak yüzey (glaze yüzeyi) kaldırılmalı ve porselen yüzeyin mekanik pürüzlendirilmesi ile yüzeye braketlerin yapıştırılabilmesi için uygun hale getirilmelidir.

Ortodonti literatüründe porselen yüzeye braket yapıştırma ile ilgili 3 farklı görüş ortaya çıkmıştır. Birinci görüşe göre pürüzlendirme, primer uygulaması ve yüksek doldurucu rezin ile birlikte yeterli bir bağlanma oluşturabilirken, diğer bir çalışmanın sonuçları porselen yüzeye bağlanma için bu yöntemi yetersiz bulmuştur.[12-111] Bununla

birlikte bağlanma kuvvetlerinin porselen yüzeyde geri dönüşümsüz zarar oluşturacak kadar yüksek olduğu sonucunu ortaya koyan çalışmalar da vardır.[9,11,112]

Porselen yüzeylerde pürüzlendirme için en çok tercih edilen yöntem HF asit uygulaması olmuştur.[13,113] Bununla birlikte asidüle edilmiş fosfat florür (APF) ve lazer kullanımı da tercih edilen yöntemler arasındadır.[114] Özellikte HF asidin toksik etkisi ve çevre dokulara verebileceği zararlardan dolayı kullanımında çok dikkatli olunmalıdır.

Porselen yüzeylere braket yapıştırma sırasında, porselen ile yapıştırıcı materyal arası bağlanmayı sağlayan silan materyali geliştirilmiştir. Silanlar organik ve inorganik yapıları birleştiren ve seramik ile silika kaplı materyalleri arasındaki bağlantıyı arttıran materyallerdir.[115]

Porselen yüzeye braket yapıştırma işlemi sırasıyla şu şekilde yapılmaktadır; öncelikle yüzey etrafı bir bariyer yardımı ile korunur ve izole edilir, sonrasında 50 μm Al_2O_3 kumlama uygulaması 10 saniye boyunca yapılarak glaze tabaka kaldırılır. Yüzey kumlama ile hazırlandıktan sonra %9.6'lık HF asit jel 2 dakika boyunca yüzeye uygulanır, sonrasında tükürük emici ile yüzeyden aspire edilir. 30 saniye boyunca hava su spreyi ile birlikte yıkanır ve daha sonra 30 saniye boyunca hava su spreyi ile kurutulur. Pürüzlendirmesi tamamlanan yüzeye silan ince bir tabaka halinde sürülür ve hava ile inceltilir. Son olarak braket yapıştırıcı kompozit ile birlikte braket uyumlaması yapılıp metal ve seramik braketler mesial ile distal kenarlarından ışınlanarak polimerizasyon sağlanır.[116]

2.3.2.3 Kompozit Yüzeye Braket Yapıştırma

Amalgam restorasyonlar gibi kompozit restorasyonlar da ortodontik tedavi görmek isteyen bireylerin dişlerinde sıklıkla görülmektedir. Amalgam restorasyonlardan farklı olarak kompozit restorasyonlar ön bölge dişlerinin vestibul yüzeylerinde sıklıkla tercih edilmektedirler.

1970'li yıllarda diş hekimliği pratiğinde yer almaya başlayan rezin bazlı kompozitlerin ön bölge dişlerinde kullanılmaya başlanması, dolduruculu rezin kompozitleri diş hekimliğinde oldukça önemli bir konuma getirmiştir. Porselen restorasyonlara göre daha az maliyetli olması, uygulama esnasında diş üzerinden daha az materyal kaldırılması, temizliğinin ve yenilenmesinin daha kolay olmasıyla birlikte ağız içinde sağlıklı bir şekilde bulunma sürelerinin artarak amalgam restorasyonlara

yaklaşması, kompozit rezinleri amalgam dolgular ve porselen restorasyonlara karşı önemli bir alternatif haline getirmiştir.[117]

Teknolojik gelişmelerle birlikte kompozit sistemlerinde de her geçen gün yeni gelişmeler gözlenirken, ağız içerisindeki sıvılar, kompozitlerin ağızda kalma süresi, ağız içi bakım gibi etkenler kompozit yapısında zaman içinde çeşitli bozukluklar oluşturabilir. Bu değişiklikler mikro sızıntı, kompozitte kırık veya kenar aşınması ya da renk değişimleri gibi etkiler olarak ortaya çıkabilir.[117,118] Bunun sonucunda ise restorasyonun tamir veya değişim ihtiyacı oluşabilir.[17] Kompozit tamirinde olduğu gibi braket yapıştırma da kompozit-kompozit arası bağlanmayla oluştuğu için, tamir prosedürleri ortodontik braketlerin kompozit yüzeye yapıştırılmasında önemli bir altyapı oluşturmaktadır.[17]

Kompozit yüzeylerin pürüzlendirilmesinde kumlama, OF asit uygulaması, APF veya HF asit önerilen yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin başında gelmektedir.[18,119] Bununla birlikte yapılan çalışmalar arasında bu pürüzlendirme yöntemlerini yüzey pürüzlendirme için başarılı olarak gösteren çalışmalar olduğu gibi başarısız olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır.[120,121] Crumpler ver ark.'ın yaptığı in vitro bir çalışmaya göre yüzey pürüzlendirmenin bağlanma direncine etkisi, yapıştırıcı ara rezinden daha fazladır.[122] Eli ve ark.'ın 1988 yılında ve Kallio ve ark.'ın 2001 yılında yaptıkları çalışmaların sonuçlarına göre ise yüzey pürüzlendirme tamir prosedürlerinde bağlanma direncine negatif etki yapmaktadır.[121,123]

2.4 Ortodonti'de Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri

Başarılı bir sabit ortodontik tedavinin en temel taşlardan biri yüzey pürüzlendirmedir. Bu sebeple doğru bir materyal-yüzey pürüzlendirme yöntemi seçmek oldukça önemlidir.

Yüzeyin pürüzlendirilmesindeki amaç; yüzeyin üstünde mekanik bir değişiklikle birlikte yüzeyden bir miktar madde kaldırılarak yüzeyde değişiklik oluşturmak ve yüzeyin ıslanabilirlik kapasitesini arttırmaktır.[124]

Mine yüzeyini temizlemenin bağlanma direncine etkisi olmadığı yönünde çalışmalar olsamasına karşı, in vitro ve in vivo çalışmaların bir çoğunda mine yüzeyine braket yapıştırma öncesinde yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmıştır.[125,126]

Her bir restorasyon tipi için farklı bir pürüzlendirme tekniği ve yapıştırma prosedürü ortaya konulmasını gerekli hale gelmiştir. Yıllar içinde yapılan çalışmalarda mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ve üzerine braket yapıştırılması ile ilgili bir çok çalışma yapılmışken; kompozit, seramik veya farklı restorasyonların yüzey pürüzlendirme yöntemleri ile ilgili daha az çalışma bulunmaktadır.[14]

2.4.1 Asit ile Pürüzlendirme

Mine ve akrilik rezin arasındaki bağlantıyı oluşturmak için mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ilk olarak 1955 yılında Bounocore tarafından %85'lik fosforik asidin (H_3PO_4) 30 saniye boyunca uygulanması ile yapılmış ve asitle pürüzlendirme ile birlikte mine yüzeyinde mikroskobik düzensizlik oluşturulması hedeflenmiştir.[51] Asitle pürüzlendirmenin etkisi; mine yüzeyinin pürüzlendirme süresine, pürüzlendirilecek mine yapısının türüne, dişlerin yaşına ve mine yüzeyinin durumuna göre değişkenlik gösterebilmektedir.[127] Asit likit ya da jel şeklinde uygulanabilir. Klinik kolaylık ve diş etrafındaki dokuları koruma açısından jel asit kullanılması tavsiye edilmektedir.[128]

Ortofosforik Asit

Asit çeşitleri içerisinde OF asit, yüzey pürüzlendirme sistemleri arasında en çok tercih edilen materyallerin başında gelmektedir. Asidin konsantrasyonu ve uygulama süresi gibi değişkenlerin bağlanma direnci üzerine etkisinin olup olmadığı ile ilgili çalışmalar yapılmıştır. Bu araştırmaların sonucunda %30 ile %40 arasında konsantrasyonların en etkili aralık olduğu gözlenmiştir. Uygulanma süresi için yapılan çalışmalar ise 15-30 saniye aralığın pürüzlendirme için yeterli olduğunu fakat 60 saniye asitlemenin 15 saniye asitlemeye göre anlamlı bir fark oluşturmadığını göstermiştir.[128–131] Bununla birlikte 5 saniyelik ya da 60 saniyenin üzerindeki asitleme sürelerinin bağlanma direncini azalttığını gösteren çalışmalarda bulunmaktadır.[128] Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) ile yapılan çalışmalar göstermiştir ki, %37'lik OF asit ve 30 saniyelik uygulama süresi en iyi bağlanma direncini sağlamaktadır.[132] Mine pürüzlendirme de asit uygulanırken diş yaşı ve mine durumunun yüzey pürüzlendirme süresini etkilediği unutulmamalıdır. Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda iyi bir bağlanma yüzeyi için süt dişlerinin mine yüzeylerinin 2 dakika, daimi dişlerin mine yüzeylerine ise 1 dakikalık pürüzlendirme süresi tavsiye edilmiştir.[133,134] Fakat sonraki yıllarda yapılan çalışmalarda ise süt ve daimi dişler arasında bağlanma dayanımları arasında fark olmadığı ortaya

koymuştur.[135,136] Bu yüzden süt ve daimi diş mineleri için 15 saniyelik pürüzlendirmenin yeterli olduğu bildirilmiştir.[135–138]

Mine pürüzlendirilmesi yapılırken OF asit kullanımı çok eski yıllara dayanmasına ve bir çok klinisyen tarafından kullanılmasına rağmen çeşitli dezavantajları hala bünyesinde barındırmaktadır. Asit uygulama süresini çok arttırmak istenilenden fazla madde kaybına ve istenenden fazla mikroporöziteye sebep olmaktadır.[130] Bunun sonucunda dişlerde beyaz nokta lezyonlarının ya da renkleşmenin oluşma ihtimali artarken, ataşmanların çıkarılması esnasında minede çatlak oluşma riski de ortaya çıkmaktadır.[139–141]

Poliakrilik Asit

Al Shamsi ve ark.'ın, 2006 yılında yaptıkları çalışmalarında mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi için kullanılan %10'luk poliakrilik asit ile ortalama olarak 5,39 MPa ile 18,9 MPa arasında bir bağlanma kuvveti oluşturarak sıyırma kuvvetlerine karşı kabul edilebilir bir bağlanma direnci oluştuğunu göstermişlerdir.[142]

Maleik Asit

%10'luk maleik asit hem dentin hem de mine için oluşturulmuş bir pürüzlendirme materyali olarak üretilmiştir. Ortofosforik aside yakın bir bağlanma direnci gösterse bile yüzey değişikliği ve mekanik pürüzlendirmenin derinliği ortofosforik aside göre düşük bulunmuştur.[143]

Bu asitlerin yanısıra %10'luk sitrik asit, %2,5'lik oksalik asti ve % 2,5'lik nitrik asitlerde yüzey pürüzlendirmede kullanılmış fakat ortofosforik asit kadar etkili bulunmamıştır.[144–147]

2.4.2 Al_2O_3 ile Pürüzlendirme (Kumlama)

Kumlama ile birlikte hava abrazyonu ilk olarak Robert Black tarafından 1940'lı yılların başında kullanılsa da başarılı olarak klinik uygulamalara geçilmesi 1951 yılında olmuştur. Hava basıncıyla gönderilen Al_2O_3 partiküllerin kinetik enerjisini kullanan bu sistem sayesinde minenin pürüzlendirilmesi sağlanmıştır.[148,149] İlk yıllarında hastaların solunum yollarına kaçma riski nedeniyle çok tercih edilmeyen bu yöntem, sonraki dönemlerde yüksek vakumlu bir aspirasyon yapıldığında bu tarz yan etkilerin oluşmaması ve işlem sonrası yıkama gerektirmediği için tercih edilebilir hale gelmiştir.[150]

Kumlama 50-110 μm büyüklüğündeki Al_2O_3 tanecikleriyle belirli bir mesafeden (~10mm), 2,5-4 bar basınç altında, belirli bir süreyle (2-10 saniye) yüzeye atış yapma uygulamasıdır.[142,143] 50 μm büyüklüğündeki Al_2O_3 partiküllerinin 2-3 saniye uygulanması sonucu oluşan pürüzlendirme ile %37'lik OF asitle oluşan pürüzlendirmenin karşılaştırıldığı bir çalışmanın sonuçlarına göre, ortofosforik aside göre düşük bağlanma direnci gösterdiği bulgulanmıştır. [151–154]

Kumlama ile ortofosforik asidin karşılaştırıldığı başka bir in vitro çalışmanın sonuçları ise kumlamanın ortofosforik asidin yaklaşık %50'si kadar bir bağlanma direnci ortaya çıkardığını göstermiştir.[124,155,156] Chung ve ark. yaptığı bir çalışmada ise asitle pürüzlendirmenin kumlamaya göre daha fazla bağlanma direnci oluşturduğunu fakat yine de Al_2O_3 ile kumlama uygulamasının da klinik olarak kabul edilebilir bir bağlanma direnci oluşturduğunu bildirmişlerdir.[157]

2.4.3 Lazer ile Pürüzlendirme

LASER ''Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation'' kelimelerinin ilk harflerinden türetilmiş bir sözcüktür ve ''radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi'' anlamında kullanılmaktadır.[158]

Diş hekimliği için üretilen ilk lazer 1989 yılında Amerikalı bir diş hekimi olan Dr. Terry Myers tarafından Amerikan Dental Lazer ismiyle üretilmiş ve pazarlanmıştır. Her ne kadar sert dokular için uygun olmasa da üretimi izleyen yıllarda hızlı bir şekilde popüler hale gelmiştir.[159]

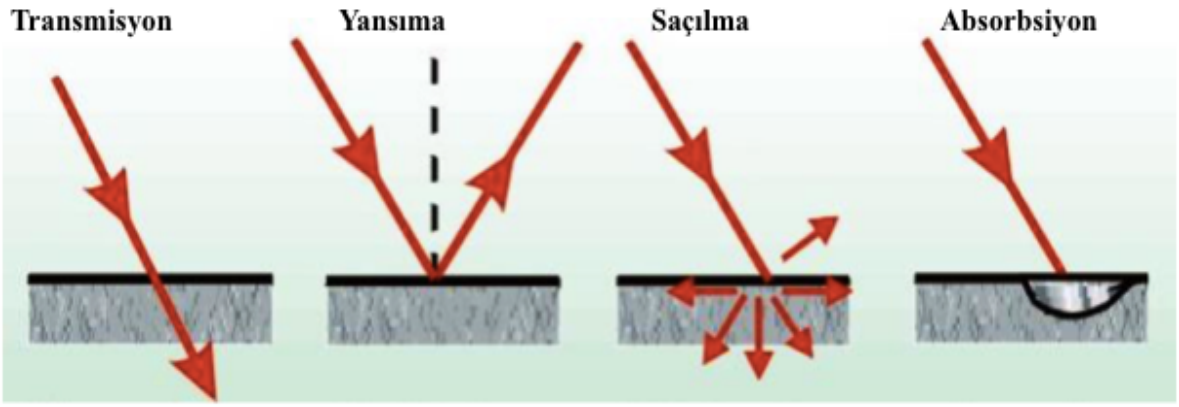
1989 yılında Keller ve Hibst, Er:YAG lazeri 2.940 nm gücünde kullanarak yaptıkları deneysel bir çalışmada bu lazerin mine, dentin ve kemikte kesim yapabileceğini bulgulamışlardır. Bundan kısa bir süre sonra da ticari olarak kullanımı yaygınlaşmıştır.[160]

Lazer adından da anlaşılacağı gibi yapay olarak elde edilen bir ışık türüdür. Foton-madde etkileşimi sonucu soğurulma, kendiliğinden ışıma ve etki ile ışıma olarak ortaya çıkar. Kendiliğinde ışıma, yüksek enerjili bir atomun kendiliğinden foton yayıp enerjisini düşürmesidir.[163]

Lazer ışının dokulara etkisi 4 farklı şekilde olur;

- **Transmisyon (Geçme):** Lazerin hiçbir etki oluşturmadan dokunun içinden geçmesidir.
- **Yansıma:** Lazer ışığının doku yüzeyinden dışarı doğru yansımasıdır.

- **Saçılma:** Lazer ışığı hedef dokudan çıkarak etraftaki dokulara yayılmasıdır.
- **Absorbsiyon (Soğurulma):** Lazerin uygulandığı doku tarafından emilmesidir. Hedeflenen etkileşim tipi budur.[161]



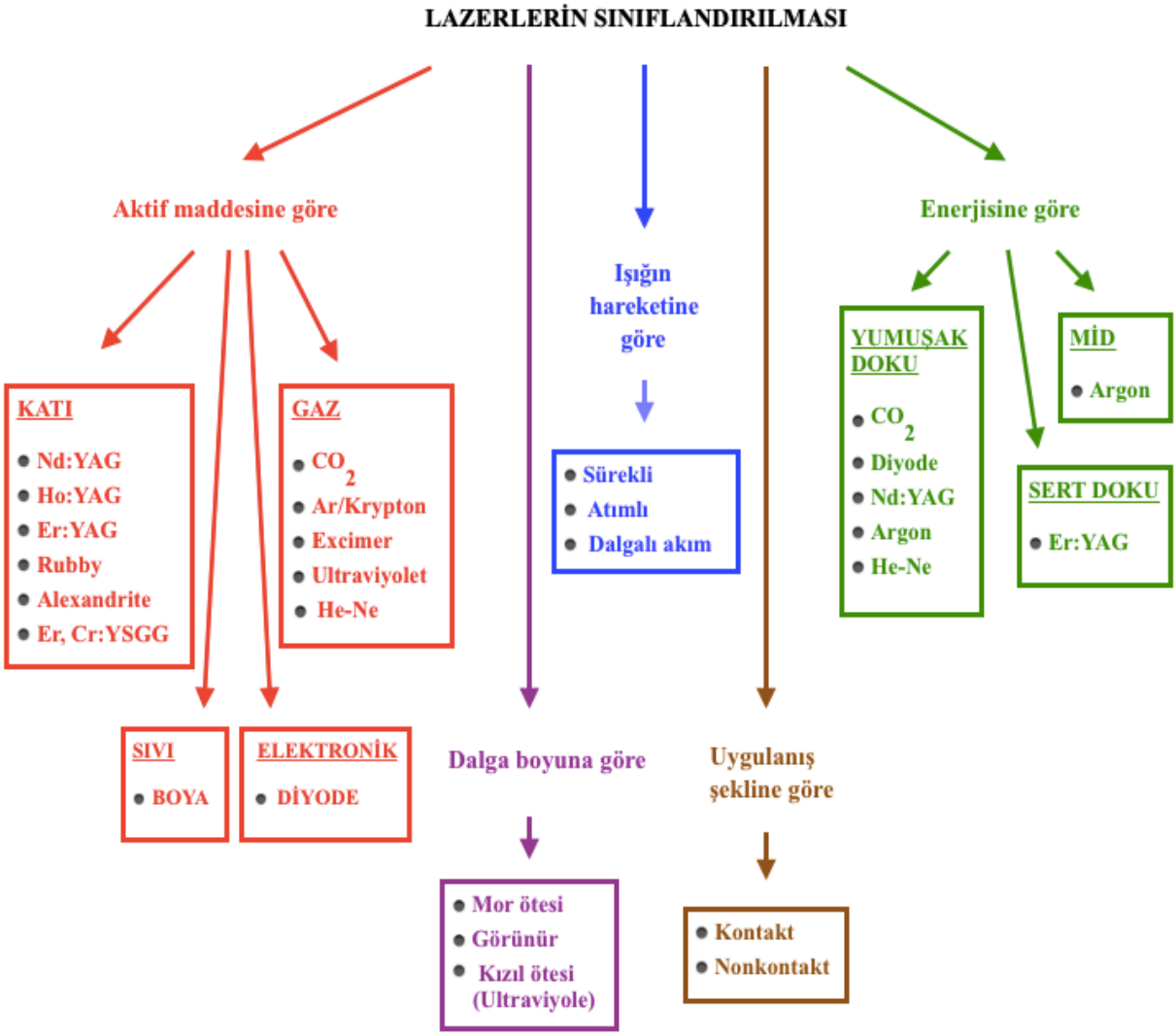
Tablo 2.3: Lazer-doku etkileşim tipleri (Glinkowski ve Pokora; 2001).

Diş Hekimliğinde Lazer Kullanımı ve Sınıflandırılması

Lazerin diş hekimliğinde ilk kullanımı daha çok yumuşak dokular üzerindeyken sonraki yıllarda sert dokular üzerinde de etkili şekilde kullanılmaya başlamıştır.[162]

Uygulandıkları dokuda sıcaklık artışı sağlayarak sterilizasyon ve hemostaz sağlamaları konvansiyonel yöntemlere göre lazer uygulamalarının avantajlarıdır. Düşük doz lazer tedavisi (DDL) antibakteriyel etkisi sayesinde canlı dokulara zarar vermeden sterilizasyon sağlamaktadır. Bununla birlikte yara iyileşmesinin hızlanmasını, ağrı hissinin azalmasını ve diğer biyolojik döngülerin pozitif gelişimini sağlayan bir lazer uygulanmasıdır.[163] DDL dokular üzerinde büyüme, gelişim ve tamir mekanizmasında olumlu etkiler oluşturmaktadır.[162]

Lazerler farklı değişkenlere göre farklı şekillerde sınıflandırılmıştır.[164,165]



Şekil 2.1: Lazer sınıflandırması

CO^2 Lazerler

CO^2 lazerin aktif ortamı gazdır ve 10.600 nm'lik dalgaboyu ile elektromanyetik spektrumun görünmez ve iyonize olmayan, orta kızılötesi bölümünün bitiminde bulunur. Bu dalgaboyu su tarafından iyi emilir. CO^2 laser yumuşak dokuyu başarıyla kesip koagüle ederken; dokuya penetrasyon derinliği azdır.[169] Dokuya temas etmeden çalışma özelliği, cerrahlar için dezavantaj olarak sayılsa da dikkatli çalışıldığında dokuya zarar verilmeden istenilen işlemin yapılması oldukça kolaydır.[166]

CO^2 lazerin hidroksiapatit tarafından emilimi, erbiyum ailesinden yaklaşık olarak 1000 kat fazla olduğundan; cerrahi işlemin yapıldığı bölgeye komşu dişlerin sert dokuları lazer ışınından korunmalıdır. CO^2 lazer ışınının sürekli salınımı ve dağılım

sistemlerindeki sorunlar nedeniyle dişlerin sert dokularında karbonizasyon ve çatlaklara sebep olduğundan sert doku işlemlerinde kullanımları kısıtlıdır.[166]

Erbiyum Lazerler

Erbiyum, Krom:YSGG (Er,Cr:YSGG) lazerin dalgaboyu 2780 nm olup aktif ortamda katı haldeki itriyum skandiyum galyum garnet kristaline ilave edilen erbiyum ve krom olarak bulunmaktadır. Erbiyum:YAG(Er:YAG) lazerin dalgaboyu ise 2940 nm olup aktif olarak katı haldeki itriyum alüminyum garnet kristaline ilave edilen erbiyum olarak bulunmaktadır. Her iki dalgaboyunda da elektromanyetik spektrumun görünmez ve iyonize olmayan, orta kızılötesi bölümünün başlangıcında bulunur.[167]

Bu lazerlerle diş çürüklerinin temizlenmesi, diş kesimi, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, pulpal dokular ve dentinin kaldırılması gibi işlemler kolaylıkla yapılabilmektedir. Diş sert dokularının aşındırılması sırasında su soğutması altında çalışılması gereklidir. Dişetine yakın çürük lezyonları uzaklaştırabilmekte ve yumuşak dokuya da şekil verilebilmektedir.[167]

Nd:YAG Lazerler

ND:YAG lazerler ilk olarak aktif ortamı YAG kristali içerisine neodimyum iyonların eklenmesiyle üretilmiş ve diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu birleşim sonucunda lazer için 1064 nm'lik bir dalga boyu oluşmaktadır. Su emilimi Er:YaG ve CO^2 lazere göre daha azdır. Yarı iletken lazerlere göre daha iyi bir ışın kalitesi sunarken, gaz halindeki lazerlerden daha düşük kalitede ışın yaymaktadır. Yumuşak doku cerrahisinde tercih edilen Nd:YAG lazerinin kullanımı kolay olup dayanıklı ve az bakım isteyen bir lazer türüdür.[168,169]

Diş hekimliğinde daha çok gingivektomi, ülser tedavisi ve frenektomi gibi yumuşak dokuyu ilgilendiren alanlarda kullanılmaktadır.[170]

Seramik yüzeylerde kullanımı ise yüzey modifikasyonuna ve yüzey pürüzlülüğüne sebep olmaktadır.[171] Seramik yüzeyde ısı artışıyla birlikte bir erime meydana getirir ve bu şekilde adezyonu kuvvetlendirir.[172] Diğer lazerler de olduğu gibi Food and Drug Administration (FDA) tarafından onaylanmış bir lazer türüdür.[173]

Diyod Lazerler

Diyod (Gallium-alüminium-arsenide) lazerler aktif olarak katı halde bulunan, yarı iletken, alüminyum, galyum, arsenid bileşiminden oluşan yumuşak doku lazerleridir.[164] Dalga boyu 600-1200 nm arasında ve sürekli ya da aralıklı şekilde doku temasıyla veya temassız bir şekilde kullanılabilir.[174]

Diyod lazerler diş hekimliğinde yumuşak doku insizyonu, periodontal tedaviler, aşırı dentin hassasiyetine sahip hastalarda, kavite ve kök kanal sterilizasyonu ve diş beyazlatma da kullanılır. Düşük enerjili diyod lazer tedavisinde ise ağrının azaltılması, yara iyileşmesinin hızlandırılması, ödem ve enflamasyonun azaltılması amacıyla kullanılmaktadır.[164]

Lazer ile pürüzlendirme ana olarak mine yüzeyindeki su moleküllerinin, mikro yıkıcı etki ile birbirinden ayrılması mekanizmasına bağlı olarak çalışır.[175] Lazerin mine yüzeyinin pürüzlendirmesi için ilk kullanımı Roberts-Harry ve ark. tarafından 1992 yılında Nd:YAG lazer ile olmuştur.[176] Corpas Pastor ve ark.'nın çalışmasında ise yine Nd:YAG lazerin çekme kuvvetlerine karşı direnci değerlendirilmiş ve her iki çalışmada da Nd:YAG lazer mine yüzeyi pürüzlendirmesi için yetersiz bulunmuştur.[177] Sonraki yıllarda yapılan bir çok çalışmaya göre de Nd:YAG lazer mine pürüzlendirmesi için etkisiz bulunmuş ve onun yerine Er:YAG lazer kullanılmaya başlanmıştır.[176,178]

Er:YAG lazer uygulaması; hidroksiapatit ve su molekülerinin lazer ışınlarını absorbe etmesiyle etki gösteren bir pürüzlendirme yöntemi olup uygun dozlarda ve kullanım şartlarında mine yüzeyinde düzensiz bir mine yüzeyi oluşturarak braketlerin yapıştırılması için bağlanma direnci sağlamaktadır.[179,180]

Luis ve ark. ortofosforik asit ile lazer pürüzlendirmenin bağlanma dirençlerini karşılaştırmıştır.[153] Tek başına lazer uygulaması bağlanma direnci için yetersiz bulunmasına rağmen asit ile birlikte lazer kullanımı yeterli bağlanma direnci oluşturmuştur. TEM görüntüleri kullanılarak yapılan mine yüzeyinin değerlendirilmesinde, asitle pürüzlendirmenin yüzeylerde düzenli bir yapı oluşturduğu, lazerle pürüzlendirmenin ise düzensiz bir yapı oluşturduğu gözlenmiştir.[181] Buna rağmen lazerle pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeye oranla daha fazla bağlanma direnci oluşturduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur.[182,183]

Sürekli dişlerin mine yüzeylerine Er:YAG lazerler uygulamasının, konvansiyonel yöntemlerle yapılan mine pürüzlendirmesine benzer mikropürüzlülükte bir yüzey

oluşturduğunu gösterilmiştir.[180,183] Bununla birlikte Er:YAG lazer ile mine yapısında morfolojik değişiklik oluşsa bile sürekli dişler için yeterli bir bağlanma direnci göstermediği bildirilmiştir.[184]

Topçuoğlu ve ark.'ın 2013 yılında yaptıkları çalışmaya göre, su soğutması altında Er:YAG lazer ile mine pürüzlendirilmesinin termal hasar oluşturmaksızın daha iyi bir bağlanma dayanımı oluşturduğu bulgulanmıştır.[185]

Tavarez ve ark.'ın sığır dişleri üzerinde yaptıkları ve Er:YAG lazer, total etch ve self etch sistemlerinin bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmanın sonuçlarına göre en düşük bağlanma direnci Er:YAG lazer yapılan grupta gözlenmiştir.[186]

2.4 Yapıştırıcı Tipleri

Ortodontide tedavinin başarısının en büyük anahtarlarından birisi braketler ile yapıştırma yüzeyleri arasındaki ilişkidir. Kuvvetli ve uzun süreli bir bağlanma dayanımı için doğru yapıştırıcı ajanının kullanımı çok önemlidir. Bu sayede tedavi için ekstra masraflardan kaçınılmakta, dişe gelebilecek zararlar engellenmekte ve doktorun hasta başında geçirdiği zaman en aza indirilmektedir.

Proffit ve Fields 2000 yılında yaptıkları ve ideal bir bağlanma materyalinin hangi özellikler sahip olması gerektiğini anlatan çalışmalarında yapıştırıcıların olması gereken özelliklerini şöyle sıralamışlardır:

- Polimerizasyon büzülmesini en aza indirmeli,
- Kıvamı ve akıcılığı yeterli ve kullanımı rahat olmalı,
- Mine yüzeyine tutunumu iyi olmalı,
- Bağlanma dayanımı yeterli olmalı,
- Braketlerin çıkarılması kolay ve yüzeyin temizlenmesi rahat olmalıdır.[124]

2.4.1 Kimyasal Yolla Sertleşen Yapıştırıcılar

Klinikte kullanılan kimyasal yolla sertleşen yapıştırıcılar çift patlı ve pasta-likit (no-mix) sistemler olarak ikiye ayrılırlar. Çift pat kullanılan kimyasal sistemlerde iki ayrı bileşen iki ayrı şişede muhafaza edilmektedir. Bu sistem ile braket yapıştırma da iki ayrı aşama bulunmaktadır.[84] Birinci aşamada solüsyonlar karıştırılıp diş yüzeyine, ikinci aşama da ise solüsyon karışımı braket tabanına sürülerek diş yüzeyine yerleştirilir ve

pozisyonlandırma yapılır. No-mix sistemde ise yine aynı şekilde braket ve diş yüzeyine ayrı ayrı sürülen yapıştırıcı ajanları sonrasında braket mine yüzeyine konumlandırılır.[102]

2.4.2 Işıkla Sertleşen Yapıştırıcılar

Kompozit materyalinin ışık ile sertleşmesi ortodontik tedavi uygulamaları daha pratik bir hale getireceği düşünülmüş ve ışıkla sertleşen yapıştırıcı kullanılabileceği fikri ortaya çıkmıştır. Polimerizasyon için ilk olarak ultraviole ışıktan yararlanılmaya çalışılmıştır.[74]

Tavas ve ark. 1979 yılında yaptıkları bir çalışmada ortodonti pratiğinde ışığın bir cismin içinden geçerek polimerize olması prensibine dayanarak braketlerin yapıştırılmasını denemişlerdir.[187] Işıkla sertleşen yapıştırıcıların, kimyasal yolla sertleşen yapıştırıcılara karşı ise bazı üstünlükleri bulunmaktadır:

- İç yapılarında kopmalara az rastlanması
- Yüzey pürüzlülüğünün az olması
- Çalışma süresinin hekim tarafından ayarlanabilir olması
- Rahat bir şekilde doğru pozisyonlandırılabilmesi
- Braket etrafındaki taşkın yapıştırıcı artıklarının kolay temizlenebilmesi
- Hızlı sertleştirilebilmeleri
- Demineralizasyon için flor salınımı yapabilmeleri sistemin avantajlarıdır. [188]

Keim ve ark.'ın 2002 yılında yaptığı bir anket çalışmasına göre ışıkla sertleşen yapıştırıcılar ortodonti kliniğinde sıklıkla tercih edilmektedir.[189] Çalışma süresinin hekim tarafından ayarlanabilir olması ve manipülasyonun kolay olması hekimler için oldukça kolay bir kullanım sağlanmıştır.[189]

Son yıllarda ortodonti pratiğinde kullanılmak üzere tabanı rezin ile kaplanmış hazır metal ve seramik braketler üretilmiştir.[172] Bu tip yapıştırıcıların ışıkla sertleşen normal yapıştırıcılara göre; çapraz kontaminasyon ve bulaş riskini azaltması, israfın engellenmesi, yapıştırıcı kalitesi ve miktarının hep standart olması ve uygulamasının kolay olması gibi avantajları vardır.[190] Kendinden yapışkanlı braketler ve ışıkla sertleşen yapıştırıcılar ile konvansiyonel olarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımlarını değerlendiren bir çalışmaya göre seramik braketler için benzer sonuçlar elde edilse bile, metal braketler için hazır yapıştırıcıya sahip gruptaki örneklerin yeterli bağlanma dayanımı göstermediği bulgulanmıştır.[103]

2.5 Primer Uygulamaları

1956 yılında yapılan bir çalışmada gösterildiği gibi kompozit rezin uygulamaları öncesinde dentine özel olarak bağlanabilen bir materyalin uygulanması bağlanma kuvvetini yaklaşık iki kat arttırmaktadır.[181] Çalışmaya göre bu bağlanma kuvvetindeki artışın sebebi materyal içindeki fosfat ile diş organik yapısı arasındaki kimyasal bağların oluşması sonucunda meydana gelmektedir.[191]

Bowen ve ark.'ının 1962 yılında yaptığı çalışma ile hem silikat simanlardan daha az çözünür hem de metil metakrilattan fazla boyutsal dayanıklılığa sahip bir rezin olan ve günümüzde hala kullanılmakta olan primerlerin ana bileşenlerini oluşturan Bisfenol-A-Glisidil-Dimetakrilatı(Bis-GMA) keşfetmişlerdir.[192]

Buonocore, mine yüzeyine primer sürülmesini pit ve fissür yüzeylerini kapatmak için kullanmıştır.[193] Silverman ve ark. ise primer kullanımını ortodonti pratiğinde kullanmaya başlamış ve bu uygulamanın braketler ile mine yüzeyine arasındaki bağlanma dayanımlarını arttırdığını bildirmişlerdir.[194]

Primer kullanmak; yüzeye bağlanma kuvvetini arttırmakta , yüzey-braket arasında sızıntı olmasını engellemekte, yüzey-braket-yapıştırıcı rezin arasındaki birlikteliği sağlamakta ve uygulanacak yüzeyi korumaktadır.[106]

2.6 Işık Kaynakları

Diş hekimliğinde polimerizasyon için bir çok tipte ışık kaynağı kullanılmakta ve gelişen teknoloji ile birlikte hem hekimlerin sağlıklarını korumak, hem de polimerizasyon süresini azaltmak için çeşitli ışık kaynakları kullanılmaya başlanmıştır.[195]

2.6.1 Halojen Işık Kaynakları

Halojen ışık kaynakları diş hekimliğinde yakın zamana kadar en çok tercih edilen mavi ışık kaynağı olmuştur. 1980'li yıllarda piyasaya sürülen Quart-tungsten halojen(QTH) kaynaklar hem beyaz hem de ultraviyole ışık yaymakta, bu ultraviyole ışık kaynağında mavi mor ışık (400-500 nm) haricinde olanlar ısıyı ortadan kaldırmaktadır.[102] Halojen ışık kaynakları 40-520 nm ışık boyunda ve yaklaşık 400 mW/cm^2 ışık yoğunluğundadır.[102] Ortodontide 470 nm dalga boyunca ışık gücü yapıştırıcıların polimerizasyonu için yeterli olmaktadır.[196] Çok tercih edilmesine rağmen ampül ömrünün kısalığı, ışık filtresinin bozulma sıklığı, ara kablo ihtiyacı gibi sebepler dezavantajlar olarak sayılabilir. Mesafe ile ışığın etkinliği azaldığı için yakın mesafeden ışınlama yapılması

tavsiye edilmektedir.[197] Tavsiye edilen ışınlama süresi 20 saniye olsa bile 40 saniye ışınlamanın bağlanma dayanımını arttırdığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır.[151,198]

2.6.2 Argon Lazerler

Işınlama süresini belirgin bir şekilde azaltan argon lazerler 1980'li yılların sonlarına doğru ortaya çıkarılmıştır. Dalga boyu 454-496 nm arasında, yoğunluğu ise 800 mW/cm^2 civarındadır.[199] Argon lazerlerin dalga boyu ışıkla sertleşen kompozitlerin polimerizasyonunda en iyi absorbiyon sağlayan dalga boyu olup mesafeden bağımsız olarak da etkili bir şekilde çalışmaktadır. 1993 yılında yapılan bir çalışmaya göre argon lazerlerin %37'lik ortofosforik asitle birlikte kullanımının, asidin oluşturduğu fazla mine demineralizasyonunu azalttığını göstermiştir.[200] Argon lazerler ile halojen ışık kaynaklarını karşılaştıran bir çalışmanın sonuçlarına göre argon lazerler halojen ışık kaynaklarına göre %75-87 arasında daha hızlı polimerizasyon sağlamış ve braketlerin bağlanma dayanımında herhangi bir azalma gözlenmemiştir.[201,202] Argon lazerler için tavsiye edilen polimerizasyon süresi doldurucu rezinler için 10 saniye, doldurucu içermeyen rezinler içinse 5 saniyedir. En büyük dezavantajı ise maliyetin fazla olması ve büyük olduğu için taşıma zorluğudur. [201–203]

2.6.3 Plazma Ark Işık Kaynakları

1990'lı yılların ortalarına doğru ortaya çıkan xenon plazma ışık kaynaklarında xenon gazı ile doldurulmuş quartz bir tüp içinde anot ve katot kutupları bulunmaktadır. Yüksek voltaj ile birlikte anot ve katot iyonizasyonu ile birlikte xenon gazı plazmaya dönüşmekte ve beyaz bir ışık ortaya çıkmaktadır. Dalga boyu genişliği 450-500 nm arasında, yoğunluğu ise 2000 mW/cm^2'e kadar ulaşabilen güçtedir.[204] Yüksek güç yoğunluğu sayesinde 3-5 saniye arasında polimerizasyon sağlayabilmektedir. Fazla ısı yayması, ışınlama süreleri arasından dinlenme aralıklarına ihtiyaç duyması, elektrikle çalıştıkları için ara bağlantı olarak bir kablo ihtiyacı bulunması ve yüksek maliyetleri plazma ark ışık kaynaklarının dezavantajları olarak gösterilmiştir. [205,206]

2.6.4 Light-emitting diode (LED) Işık Kaynakları

Light-emitting diode (LED) ışık kaynakları teknolojiyle birlikte geliştirilen en güncel ışık kaynaklarıdır. 1995 yılında ilk defa polimerizasyon için halojen ışık kaynaklarının dezavantajlarını ortadan kaldırmak için kullanılmıştır.[207] Yapılan in vitro

bir çalışmaya göre LED ışık kaynakları ile 20-40 saniye arasında bir ışınlama süresi, braketlerin bağlanma dayanımlarında halojen ışık kaynaklarıyla benzer sonuçlar ortaya koymuştur.[208,209] Bununla birlikte 10 saniyelik uygulanmanın halojen ışık kaynaklara göre daha az bağlanma dayanımı gösterirken, klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımı olan 8 MPa'nın üzerinde bir bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirilmiştir.[186,187] LED ışık kaynaklarının avantajları:

- Herhangi bir filtreye ihtiyaçları yoktur,
- Kablosuz olarak kullanılabilirler,
- Dalga boyunu enerjiye en verimli çeviren ışık kaynaklarıdır,
- 470 nm'lik dalga boyu ile polimerizasyon için en ideal dalga boyuna sahiplerdir,
- Isınma problemi minimaldir ve daha az pulpa hassasiyeti geliştirirler,
- Diğer lazer tiplerine göre daha sağlam bir materyaldir ve fiziksel zarar görme ihtimalleri azdır,
- Çalışma ömürleri oldukça uzun ve ışık kaynağından çıkan ışık dağılımı oldukça dardır.[207]

2.7 Bağlanma Testleri

Bağlanma testleri braketlerin yapıştırıldıkları yüzeylerlerden ayrılırken ortaya çıkan kuvvetleri değerlendirmek için uygulanan laboratuvar testleridir. Bağlanma testleri sayesinde farklı yüzey ve braketler tiplerinin bağlanma kuvvetleri ölçülüp karşılaştırılmakta ve bu sayede braketlerin ideal bağlanma direnç aralıkları öğrenilebilmektedir. Bu test yöntemleri ile birlikte adezivlerin stres tipleri, kopma bölgeleri, bağlanmanın ne kadar kuvvetli olduğu ortaya çıkmakta ve bu şekilde bir sınıflandırma yapılmaktadır. [210–212]

2.7.1 Mikrotensile (Çekme) Testi

İn vitro bir test yöntemi olan bu sistemde iki farklı materyal birbirininde ayrılana kadar çekilmekte olup bu test yönteminde amaç tek bir dişten birden fazla örnek elde etmektir. Örnek bir tablaya mikrobarlar yardımıyla yapıştırılır ve iki materyal birbirlerinden ayrılana kadar 1 mm/dak boyunca kuvvet uygulanır. Uygulanan maksimum

kuvvetin, mikrobarların yüzey alanlarına bölünmesiyle birlikte birim alana düşen çekme kuvveti ortaya çıkar.[213]

Su soğutmalı bir sistem olan çekme testinde örneklerden 2 farklı kesit alınır;

1. Dikey yönde 1 mm kalınlığında kesitler alınır. Bu bağlantı bölgelerinin bağlantı yüzey alanı 1,6-1,8 mm2 olacak şekilde kum saati şekli verilir.

2. Örneklerden 1x1 mm'lik kesitler alınır ve herhangi farklı bir işleme sokulmadan teste tabi tutulur.[214]

Çekme testlerinin adevizleri daha iyi değerlendirme, ara yüz bağlanma dayanıklılıklarını daha iyi ölçme, tek bir diş için bile değer ortaya çıkarma, düzensiz yüzeylerde de işlem yapılabilme, küçük alanların değerlendirilmesi ve TEM incelemelerini kolaylaştırma gibi avantajları vardır.[205,206] Bununla birlikte zor ve hassas laboratuvar işlemleri, özel bir ekipman gerektirmesi, çok küçük örneklerin dehidrate olması ve 5 MPa'dan az bağlanma dayanımlarını ölçmedeki zorlukları gibi dezavantajları da bulunmaktadır.[214,215]

2.7.2 Makaslama (Shear) Testi

Mekanik bir alet yardımıyla yapılan makaslama testlerinde braketlerin bağlanma dayanımları ölçülürken koruyucu materyal içine gömülmüş örneklere bıçak sırtına benzeyen bir uç yardımıyla kuvvet uygulanır ve kopma kuvveti tespit edilir.[216,217]

Makaslama kuvvetlerini uygulanırken, uygulama hızı ve kuvveti değerlendirme sonuçları üzerinden oldukça etkili birer değişkendir. Uygulanan maksimum kuvvetin, bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile birlikte birim alana düşen makaslama kuvveti ortaya çıkmaktadır. Literatür çalışmalarına göre en ideal yük hızı 0.5 mm/dk ile 1 mm/dk arasındadır.[155,218,219]

Hızlı ve kolay uygulanabilen bir yöntem olması yöntemin avantajıdır. Bağlantı bölgesine gelen kuvvetin dengesizliği, koheviz kırıkların görülebilme ihtimali ve bunların sonucunda ise ortaya çıkan değerlerin yanlış ölçülebilmesi sistemin dezavantajları olarak görülmektedir.[155,210]

Yüzey üzerine yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımlarının ölçülmesi çeşitli değişkenlere bağlıdır. Bunlar;

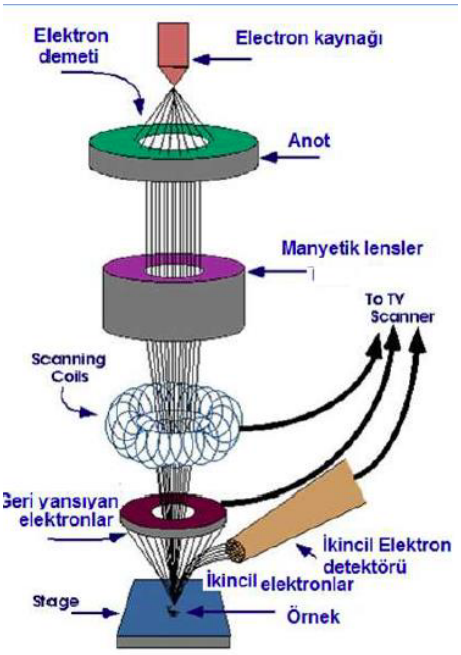
- Diş tipi

- Dişin flor içeriği
- Yapıştırılma öncesi dişin dezenfeksiyonu ve dişin saklanma koşulları
- Yapıştırma sonrası geçen süre
- Yükleme türü
- Mekanik test cihazının yükleme gücü
- Braketlerin yapışma alanı

Çekme veya makaslama kuvvetleri üzerine çeşitli çalışmalar yapılsa bile, bağlanma testlerini standart hale getiren bir sistem tam olarak belirlenememiştir.[92]

2.8 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Tungsten katottan ya da alan emisyonlu tabancadan dağılan elektronların yüzeyde yaptıkları değişiklikleri incelemeye yarayan mekanik cihaza SEM adı verilmektedir.[220] Cihaz içerisindeki elektronların enerjileri 200 eV'dan 100 keV'a kadar değişebilmektedir. Bir mercek ile toplanan elektronlar, objektif mercekle odaklanmakta ve elektromanyetik bobinler yardımıyla örnek yüzeyini taramaktadırlar.[220](Şekil 2.2)



Şekil 2.2: Yoğunlaştırıcı elektromanyetik mercekle (condenser lense) toplanan, objektif mercekle odaklanan elektron demeti, yine elektromanyetik saptırıcı bobinlerle örnek yüzeyinde tarama işlemini (scanning) gerçekleştir.[220]

SEM'in ana çalışma mekanizması elektron demetlerin yüzey ile temaslı sonucu ortaya çıkan sinyallerin toplanması ve incelenmesidir. 2 farklı yöntem ile yüzey incelenmesi yapılmaktadır.[197]

1. Elektronlar yüzeyde elastik olmayan çarpışma yaparlar. Bu çarpışma sonucunda ortaya çıkan enerji ile birlikte ikincil elektronlar oluşur. Bu toplanan ikincil elektronlar ile birlikte yüzey görüntüsü elde edilir.[197]
2. Geri saçılan elektronların incelenmesi gerçekleştirilir. Bu saçılan elektronlar foton çoğaltıcılar ile incelenemeyecek kadar yüksek bir enerjiye sahip oldukları için quandrant foton dedektörler ile incelenirler. Bu yöntemde yüzeyden çıkan ikincil elektronlar incelenmektedir.[220]

2.9 Işık Mikroskobu – Yüzeylerin Topografik İncelemesi

Işık mikroskobu sıklıkla kullanılan basit yapılı bir mikroskop tipidir. Bitkiler, böcekler ve memelilerin vücut ve organellerini incelemeye yaramaktadır. Stereo mikroskoplar ise incelenen bölgeyi 3 boyutlu olarak gösteren bir ışık mikroskop tipidir. Farklı tiplerine göre 2x ile 500x arasından büyütme özelliklerine sahiptirler. Ortodonti pratiğinde braketlerin yüzeyden ayrılması sonucunda, braket tabanı ve kopan yüzeyi incelemek için kullanılmaktadır.[221]

Makaslama testleri sonrasında kopma bölgesi ve tipini belirlemek içini kopma bölgeleri ışık mikroskobu sayesinde çeşitli büyütmeler altında incelenmektedir. Stereomikroskoba bağlı bir kamera yardımıyla örneklerin kopma yüzeylerinin fotoğrafları çekilmektedir.

Metal braketler tabanında kalan artık adeziv miktarı, Artun ve Bergland tarafından tanımlanan Artık Adeziv İndeksidir. (Adhesive Remnant Index=ARI) Bishara ve Truelove ise 1990 yılında bu sınıflandırmaya seramik braketleri de eklemiş ve modifiye bir skorlamaya göre incelenmişlerdir. Bu skorlamaya göre;[91]

- Skor 0: Diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı bulunmamaktadır.
- Skor 1: Diş yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı bulunmaktadır.
- Skor 2: Diş yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı bulunmaktadır.
- Skor 3: Tüm yapıştırıcı diş yüzeyindedir ve braket taban alanı izlenmektedir.
- Skor 4: Mine kırığı vardır. (Kompozit örnek kullanıldığı için kompozitte kırık oluşmuştur)

- Skor 5: Braket kırığı görülmektedir.

Sonuçlara göre, dişlere 0 ile 5 arasında skorlar verilmiştir.

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasının deneyleri, İstanbul Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Fen Fakültesi Fizik Bölümü Nano-Optoelektronik Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmada örneklem sayısının belirlenmesinde G*Power analizi kullanılmıştır. Bağlanma dayanımı değerleri dikkate alındığında %95 güven (1-α), %95 test gücü (1-β), f=0,40 (genişlik) etki büyüklüğü için her bir grupta n=10 olmak üzere toplam örneklem sayısı 240 olarak hesaplanmıştır. Örnekler 24 ayrı grupta değerlendirilmiştir. Her grupta örneklerin veya braketlerin zarar görmesi ihtimaline karşı 2'şer yedek örneklem oluşturulmuş ve her grup için n sayısı 12 olarak belirlenmiştir. Çalışmamıza toplam da 288 örnek dahil edilmiştir.

Çalışmamızda farklı termosiklus prosedürleri uygulanan 3M ultimate nanofil kompozit örnek yüzeylerinin %37 OF asit, Al_2O_3 ile kumlama ve Er:YAG lazer ile pürüzlendirilerek, metal ve seramik braketlerin yapıştırma ve yüzeyden sıyırılma işlemleri uygulanmıştır.

3.1 Gereçler

3.1.1 Kompozit Blokların Ön Hazırlığında Kullanılan Gereçler

- Kompozit cila frezi
- Polisaj Fırçası
- Flor içermeyen cila patı
- Anguldruva

Şekil 3.1: Anguldruva, cila frezi, polisaj fırçası, pat

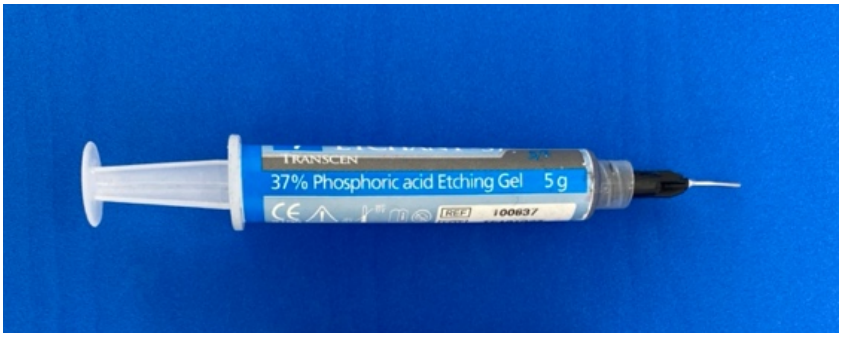
3.1.2 Braketlerin Yapıştırılması Gereken Örnek Yüzey Alanını Belirlemek İçin Kullanılan Gereçler

- Cetvel
- Maket Bıçağı
- Kalem
- Yapışkan kağıt

Şekil 3.2: Cetvel, maket bıçağı, kalem

3.1.3 Braketlerin Yapıştırılmasında Kullanılan Gereçler

- %37'lik OF asit (3M Dental Products, 3M Unitek, St Paul, Minnesota,USA)

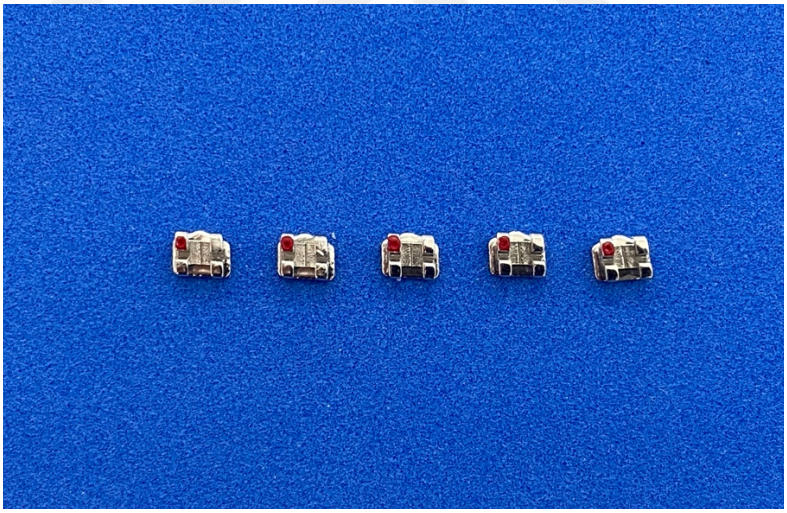


Şekil 3.3: OF Asit

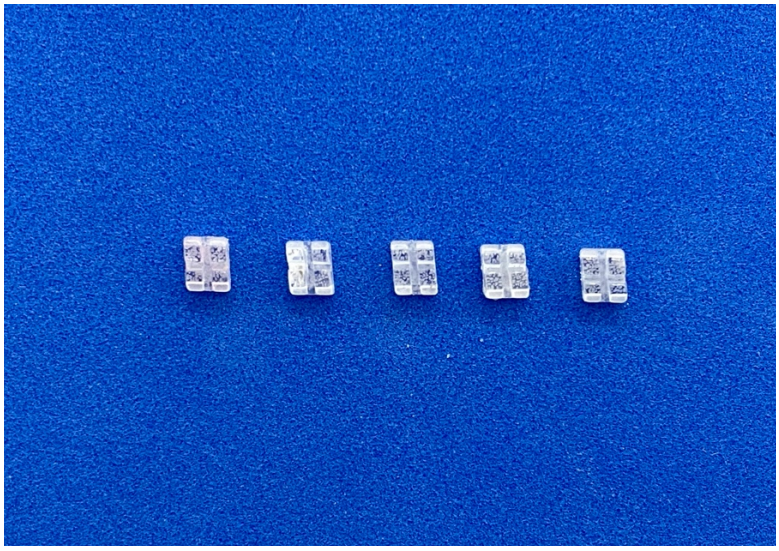
- Primer (Transbond XT; 3M Unitek, Monrovia, California, USA
- Işıkla sertleşen yapıştırıcı (Transbond XT, 3M/Unitek, Monrovia, California, USA)

Şekil 3.4: Bond ve braket yapıştırıcı

- Metal ve seramik üst santral braketleri (Ortho Technology, 0.018"x0.022" slot, PURE Sapphire Bracket System, Opal Orthodontics, South Jordan, Utah, USA)



Şekil 3.5: Metal üst santral braketleri

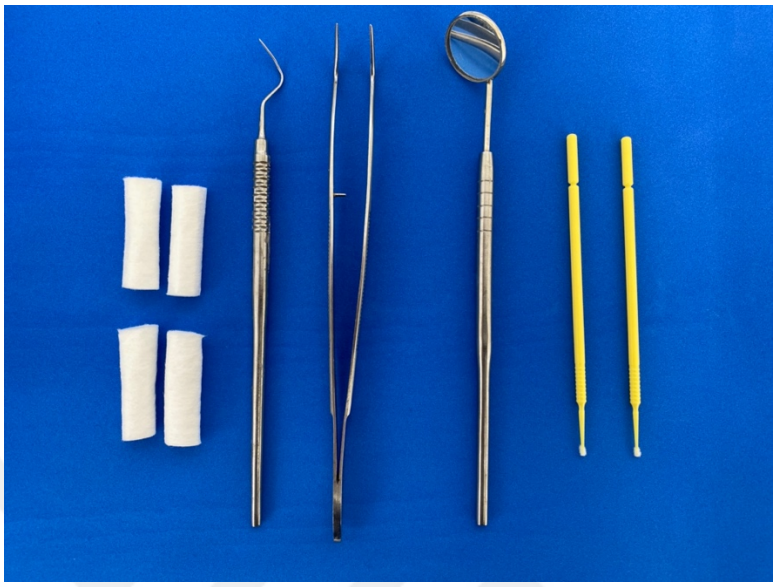


Şekil 3.6: Seramik üst santral braketleri

- Işık yoğunluğunu ölçmek amacıyla güç ölçer
- Led ışık cihazı (3M Elipar-S10, 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA)
- Dinamometre 500 gr-5 N / Hassasiyet: 0,05 gr (Edolab, İstanbul, TÜRKİYE)

Şekil 3.7: Dinamometre

- Pamuk uçlu aplikatör
- Ayna, sond, presel, pamuk pelet



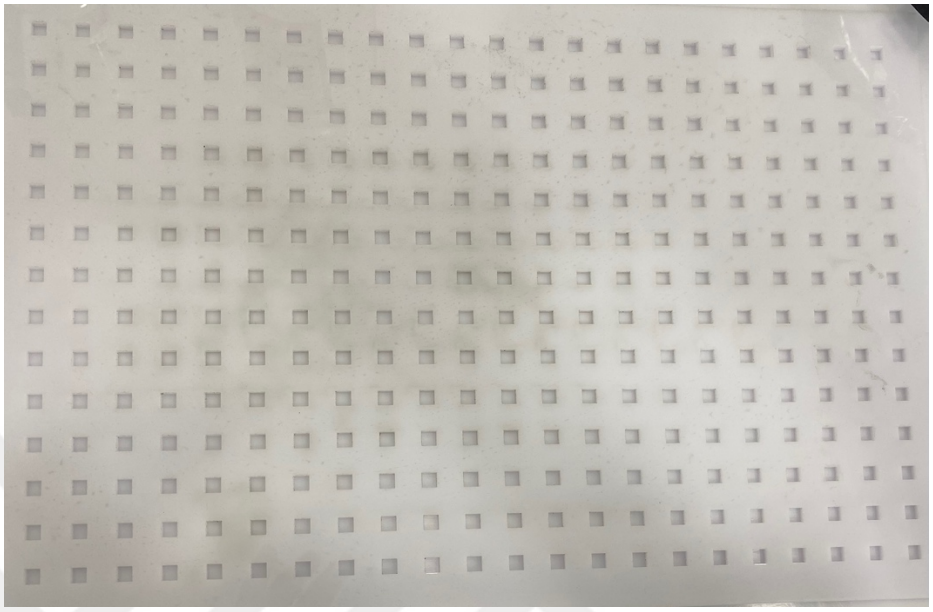
Şekil 3.8: Ayna, sond, presel, pamuk pelet, bond fırçası

3.1.4 Örneklerin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler

- Ağız ve siman spatülü
- Vazelin

Şekil 3.9: Ağız ve siman spatülü, vazelin

- Ayna, sond, presel
- CNC lazer de 5x5x2 mm boyularında kesilmiş örnek hazırlama kalıpları



Şekil 3.10: Kompozit örneklerin hazırlanmasın için kullanılan rehber

3.1.5 Hazırlanan Kompozit Örneklerin Yüzey Pürüzlendirmesi İçin Kullanılan Gereçler

- %37'lik OF Asit (H_3PO_4) (IPS Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Al_2O_3 kumu

Şekil 3.11: Kumlama Cihazı

Şekil 3.12: Kumlama cihazı

- Kumlama cihazı (Microetcher II, Danville Materials, Oakland, ABD)
- Er:YAG lazer cihazı(Fotona, At Fidelis, Ljubljana, Slovenya

Şekil 3.13: Er:YAG lazer cihazı

3.1.6 Termosiklus Cihazı

Çalışmamızda, ağız içi ortamı taklit etmek amacıyla kompozit örnekler İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termosiklus cihazında (Salubris Technica, İstanbul, TÜRKİYE) yaşlandırılmıştır.

3.1.7 Sıyırma Testi Öncesinde Örneklerin Bekletildiği Solüsyonlar ve Gereçler

- Distile su
- Biyopsi Kapları

3.1.8 Sıyırma Testi İçin Kullanılan Evrensel Test Cihazı

Çalışmamızda, kompozit örneklere yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımları İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Evrensel Test Cihazı (Buehler Instron, Buehler UK Ltd., England) ile ölçülmüştür. Braketlerin koptuğu andaki kuvvet, bilgisayar tarafından Newton cinsinden kaydedilmiştir. Ölçülen Newton cinsindeki kuvvetler, braketlerin kaide yüzey alanlarına (? Mm^2) bölünerek birim alana gelen yük miktarı megapascal (MPa=N/mm^2) cinsine çevrilmiştir.

Şekil 3.14: Sıyırma cihazı

3.1.9 Kompozit Bloklar ve Braketlerin Arayüzeyinde Meydana Gelen Kopma Bölgelerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Cihazlar

3.1.9.1 Olympus Işık Mikroskobu

ARI skorlamaları İstanbul Üniversitesi Diş Hekimligi Fakültesi Farmasötik Laboratuvarı'nda bulunan ışık mikroskobu (cihaz detayları yazılacak) ile yapılmıştır. Örnek yüzeylerin incelenmesinin yanı sıra, kullanılan metal ve seramik braketlerin de tabanlarının görüntüleri incelenmiştir. ARI skorlaması için örnekler JEOL JSM 6510-LV marka/model TEM cihazı ile birlikte x40, x100, x500 ve x1000 büyütmedeki görüntüler ile fotoğraflanmıştır.

3.1.9.2 Taramalı Elektron Mikroskobu

Kimyasal ve mekanik pürüzlendirme materyalleri, örnek yüzeylerinde oluşturduğu değişiklikler, artık kompozit ve kopma bölgeleri üzerine etkileri Tübitak MAM Araştırma Merkezinde (Gebze/İSTANBUL) TEM ile incelenmiştir.

3.2 Yöntem

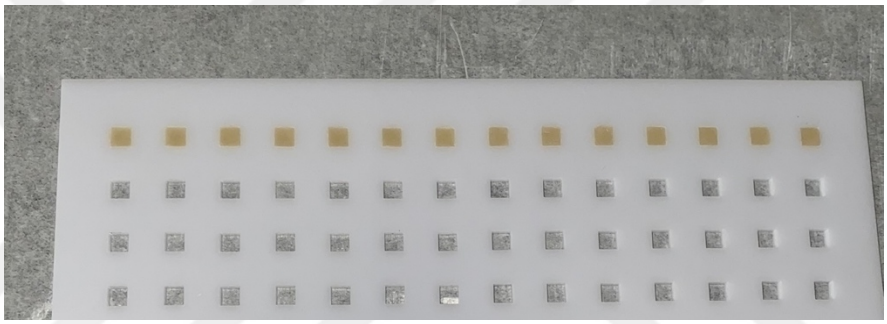
3.2.1 Kompozit Blokların Hazırlanması

Çalışmamızda dişlerin bukkal yüzeylerinin taklit edilmesi amacıyla 5x5x2 mm büyüklüğünde nanofil (Ultimate Filltek,3M ESPE, Germany) kompozitten örnekler oluşturulmuştur. Örneklerin standart bir şekilde oluşturulabilmesi ve rahat hazırlanabilmesi için CNC lazer cihazında(marka) bilgisayar yardımıyla bir rehber kalıp oluşturulmuştur.

Çalışmamız da her biri 12 örneğe sahip toplam 24 grup ve 288 örnek kullanılmıştır.

Rehber kalıp yardımıyla oluşturulan kompozitlerin polimerizasyonu için her iki tarafından LED cihazı ile 40 saniye ışınlama yapılmıştır. İlk aşamada kompozit cila frezi ve düşük devirli hava soğutmalı anguldruva ile birlikte 10.000 rpm devirde 10 saniye boyunca hazırlanan kompozit yüzeyler pürüzsüz hale getirilmeye çalışılmıştır. Sırasıyla polisaj fırçası ve patı ile birlikte 10 saniye boyunca yüzey temizliği yapılmış, hava-su spreyi ile 10 saniye yıkanmış ve 10 saniye kurutulmuştur.

Şekil 3.15: 3M Filltek Kompozit



Şekil 3.16: Kompozit örneklerin hazırlanması

3.2.2 Kompozit Blokların Pürüzlendirilmesi

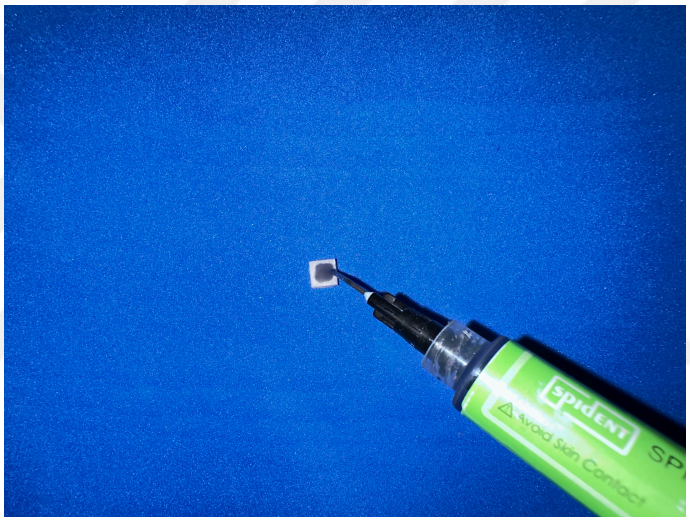
Pürüzlendirme öncesi oda sıcaklığında biyopsi kaplarında distile su ile birlikte muhafaza edilen örnekler rastgele gruplara ayrılarak seçilen pürüzlendirme yöntemleriyle birlikte yüzey pürüzlendirilmeleri yapılmıştır.

Ortodontik braketlerin örnek yüzeyinin tam ortasına yapıştırılması için, örnek yüzeyi cetvel ve kurşun kalem yardımıyla çizilmiş ve bir rehber düzlem oluşturulmuştur. Gereğinden fazla alanın yüzey pürüzlendirme ajanlarına maruz bırakılmaması için metal ve seramik braket tabanları kalem yardımıyla bir kağıt üzerine aktarılmıştır ve pürüzlendirme yapılacak alan belirlenmiştir. Belirlenen bu alan bir maket bıçağı yardımıyla kesilmiş, kompozit örnek üzerine yerleştirilmiş ve pürüzlendirilecek alan belirlenmiştir.

3.2.2.1 %37'lik OF Asit İle Pürüzlendirme

Çalışmaya dahil edilen 288 örnekten rastgelen seçilen 96 tanesi %37'lik OF asit ile pürüzlendirilmiştir. Bu örnekler tekrar rastgele bir dağılımla 4 ayrı gruba dağıtılmıştır. Grup başına 24 örnek %37'lik OF asit ile pürüzlendirilmiştir. Her gruptaki örneklerin yarısına üst santral metal braket, yarısına üst santral seramik braketleri yapıştırılmıştır.

%37'lik OF asit ile pürüzlendirme yapılmadan önce pürüzlendirilecek alan braket tabanına göre cetvel ve kalem yardımıyla çizilen bir kağıt rehber sayesinde belirlenmiştir. %37'lik OF asit sürülerek 30 saniye boyunca yüzeyde bekletilmiştir. Örnekler 15 saniye boyunca hava-su spreyi ile yıkanmış ve 15 saniye boyunca da kurutulmuş ve beyaz, tebeşirimsi bir görüntü elde edilmiştir.



Şekil 3.17: Kompozit örneklerin %37'lik OF asit ile pürüzlendirilmesi

3.2.2.2 Al_2O_3 ile Pürüzlendirme (Kumlama)

Çalışmaya dahil edilen 288 örnekten rastgele seçilen 96 tanesi 50µ'luk Al_2O_3 tanecikleri ile kumlanarak pürüzlendirilmiştir. Bu örnekler tekrar rastgele olarak 4 ayrı gruba dağıtılmıştır. Grup başına 24 örnek 50µ'luk Al_2O_3 tanecikleri ile kumlanarak pürüzlendirilmiştir. Her gruptaki örneklerin yarısına üst santral metal braket, yarısına üst santral seramik braketleri yapıştırılmıştır.

Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama yapılacak örnekler bir kumlama cihazı içine alınmıştır. Eldiven ve presel yardımıyla tutulan örnekler 10 mm'lik bir mesafeden kumlama cihazı ile birlikte 50µ büyüklüğünde Al_2O_3 taneciklerine 2-3 saniye boyunca 2.5 bar basınç altında maruz bırakılmıştır. Standart bir kumlama yapılabilmesi için aradaki 10 mm'lik mesafe her seferinde cetvel yardımıyla ölçülmüş ve kumlama

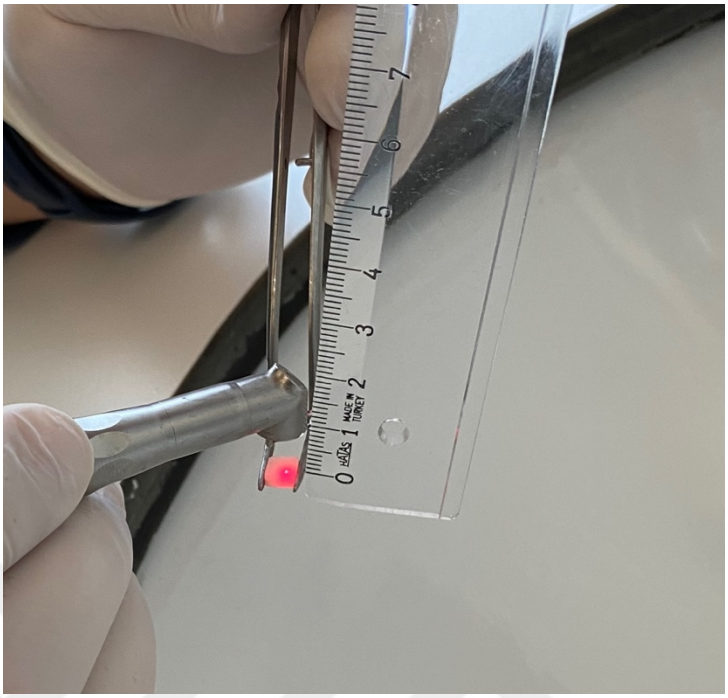
yapılmıştır. Örneklere hava-su spreyi ile 15 saniye boyunca yıkanmış ve 15 saniye kurutulmuştur.

Şekil 3.18: Kompozit örneklerin kumlanma ile pürüzlendirilmesi

3.2.2.3 Er:YAG Lazer ile Pürüzlendirme

Çalışmaya dahil edilen 288 örnekten rastgele seçilen 96 tanesi Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiştir. Bu örnekler tekrardan rastgele 4 ayrı gruba dağıtılmıştır. Grup başına 24 örnek Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiştir. Her gruptaki örneklerin yarısına üst santral metal braket, yarısına üst santral seramik braketleri yapıştırılmıştır.

Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapılacak örneklere lazer uygulama işlemi Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE bölümünde yapılmıştır. 1.5 W gücünde, 2.94 µm dalga boyunda, 80 µs süre de ve 20 Hz tekrarlanma hızında ayarlanan cihaz ile birlikte lazer uygulaması 10 mm uzaklıktan bir presel yardımıyla tutulan örneklere su soğutması altında yapılmıştır. Standart bir pürüzlendirme yapılabilmesi için bir cetvel yardımıyla aradaki 10 mm'lik mesafe her seferinde ölçülmüş ve pürüzlendirme yapılmıştır. Örnekler hava-su spreyi yardımıyla 15 saniye boyunca kurutulmuş ve yüzeyde girintili çıkıntılı bir görüntü oluşmuştur.



Şekil 3.19: Kompozit örneklerin lazer ile pürüzlendirilmesi

3.2.3 Kompozit Yüzeylere Braket Yapıştırma

Seçilen pürüzlendirme yöntemi ile hazırlanan örnek yüzeylerine pamuk uçlu aplikatör yardımıyla primer (Transbond XT primer, 3M/Unitek) uygulanmıştır. Tabanına adeziv (Transbond XT Light-Cure Adeziv, 3M/Unitek, USA) sürülen seramik ve metal üst santral braketleri daha önceden belirlenen alana yerleştirilmiş ve standart bir kuvvet için 6.5 oz 1/8 heavy lastik ile braket örnek yüzeyine sabitlenmiştir.. Her bir örnek için yeni bir lastik kullanılmış, lastiklerde oluşabilecek kuvvet farklılıklarını ortadan kaldırmak için braket örnek yüzeyine yapıştırılmadan hemen önce lastikler braket ve örnek çevresinden sarılmış ve 200 gramlık kuvvet dinamometre ile ölçülmüştür. Bir sond yardımıyla braket etrafındaki rezin artıkları temizlenmiş ve son olarak ışık cihazı 20 saniyeye ayarlanarak örnekler mesial ve distal kenarlarından ayrı ayrı olmak koşuluyla 20'şer saniye boyunca LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edilmiştir.

Polimerizasyon işlemi için 430-480 nm dalga boyunda ışık veren bir LED ışık cihazı (3M Elipar-S10, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) kullanılmıştır. Kablosuz LED ışık cihazının uzun süre kullanımı sonucu ortaya çıkan güç kaybı düşünülerek,

kullanmadan önce şarjının tam olması kontrol edilmiştir ve en yüksek seviyedeki ışık yoğunluğunda çalıştığımızı kontrol etmek amacıyla ışık cihazının ucu ışık ölçer üzerindeki bölgeye dokundurularak braketler yapıştırılmadan önce ışık yoğunluğu ölçülmüştür. Bu işlem, gruplardaki her bir örneğin hazırlanmasından önce tekrar edilmiştir. Örnek yüzeyinin hazırlanması ve braketlerin konumlandırılması sırasında ışık cihazı şarj ünitesinde bekletilmiştir.

3.2.4 Termosiklus Prosedürü

Termosiklus işlemi ile birlikte kompozit örnekler yaşlandırılmış ve ağız içi ortam taklit edilmeye çalışılmıştır. Yaşlandırmanın, braketlerin kompozit yüzeylere bağlanma dayanımları testi sonuçlarını etkileyeceği düşünülerek, seçilen gruplara ayrı ayrı termosiklus işlemi uygulanmış ve sonrasında da grupların sıyırma testleri ayrı ayrı yapılmıştır. Bu amaçla; termostatlar ile ısı dereceleri sabitlenmiş iki ayrı su haznesi olan ve örnekleri bu sulara belli bir süre batırıp çıkaracak bir düzeneğe sahip olan termosiklus cihazı kullanılmıştır. Hazırlanan örnekler 5 °C ile 55 °C sıcaklıktaki su banyolarına sırasıyla 10000'er kez batırılarak termal stres oluşması sağlanmıştır. Her bir banyoda bekleme süresi 20 sn, banyolar arası transfer süresi 10 sn olacak şekilde ayarlanmıştır. A grubu kontrol grubudur ve herhangi bir yaşlandırma işlemi yapılmamıştır. B grubundaki örnekler, braketlerin yapıştırılmasından önce 10.000 termosiklus uygulamasına tabii tutulmuştur. C grubundaki örnekler hem braketlerin yapıştırılmasından öncei hem de braketler yapıştırıldıktan sonra ayrı ayrı olmak koşuluyla 10.000'er termosiklus uygulamasına tabii tutulmuştur. D grubundaki örneklere ise braketlerin yapıştırılmasından sonra 10.000 termosiklus işlemi uygulanmıştır.

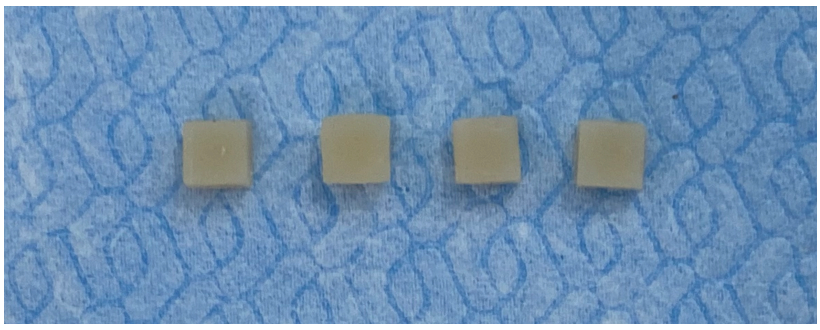
Şekil 3.20: Termalsiklus Cihazı

3.2.5 Deney Gruplarının Oluşturulması

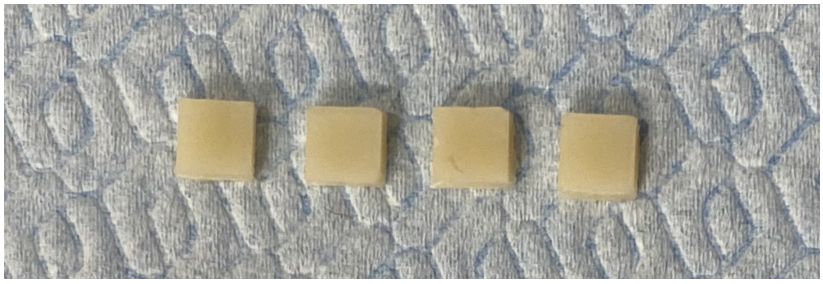
Çalışmamız başlangıç olarak 4 ana gruba ayrılmıştır. Bu gruplarda kendi arasından 6 alt gruba ayrılmaktadır. Toplam 288 örnek her bir grupta 12 örnek olacak şekilde dağıtılmıştır.

A Grubu: Nanofil Kompozit Örnekler + Pürüzlendirme + Braket Yapıştırma + Braketlerin Yüzeyden Sıyrılması

- A1 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi %37'lik OF asit ile yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- A2 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Al_2O_3 kumlamayla yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- A3 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Er:YAG lazer ile yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- A4 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi %37'lik OF asit ile yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- A5 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Al_2O_3 kumlamayla yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- A6 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Er:YAG lazer ile yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)



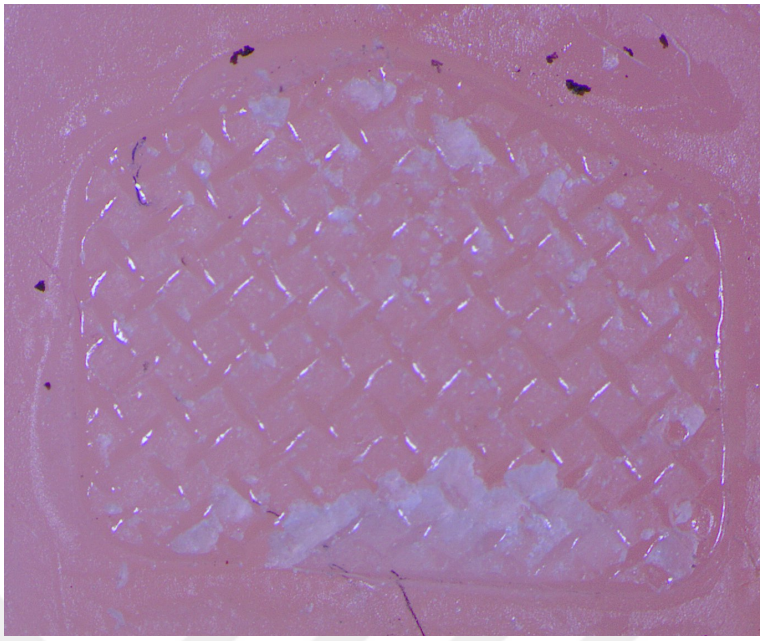
Şekil 3.21: Termalsiklus önce OF asit ile pürüzlendirilen örnekler



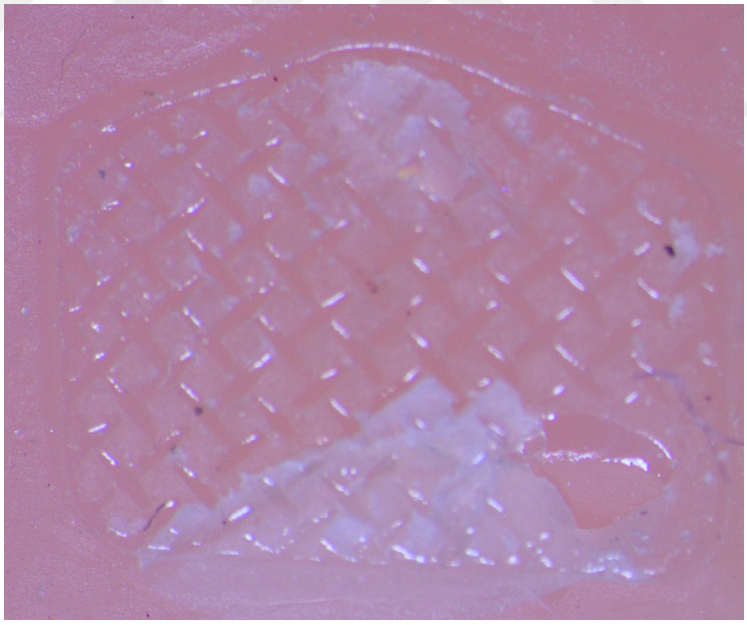
Şekil 3.22: Termalsiklus öncesi kumlama ile pürüzlendirilen örnekler

Şekil 3.23: Termalsiklus öncesi Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen örnekler

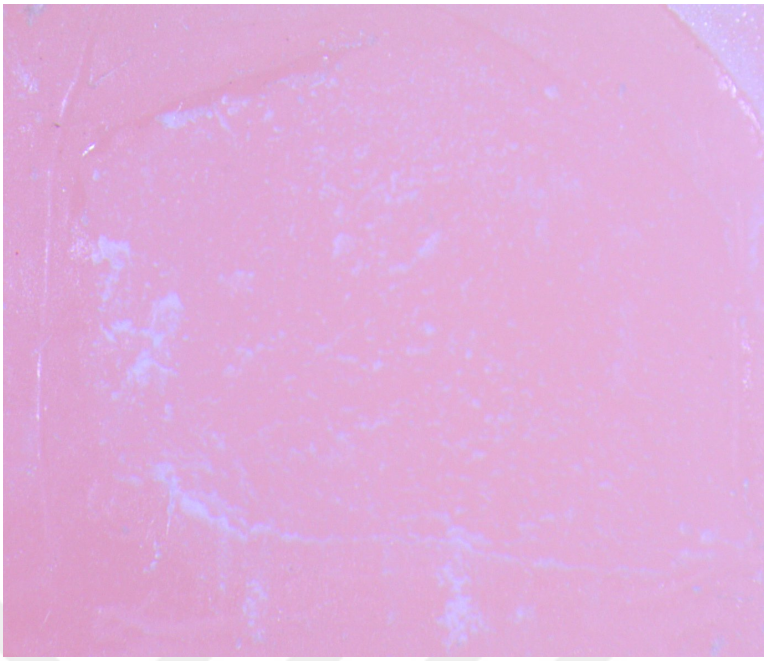
A grubundaki örnek sayısı 72'dir. Bunların 36 tanesi metal 36 tanesi seramik braketler için oluşturulmuştur. Metal ve seramik üst santral braketleri yapıştırılacak örnekler rastgele 12'li gruplara ayrılarak OF asit, kumlama ve lazer ile pürüzlendirilmiş ve braketler örnek yüzeylerine yapıştırılmıştır. Distile su içinde bekletilen örnekler sıyırma için akrilik bloklara gömülmüştür. Sonrasında sıyırma yapılan örneklerin evrensel test cihazı ile birlikte kopma değerleri ölçülmüş ve ARI skorlaması yapmak için sıyırılan braketler ile birlikte biyopsi kabında saklanmıştır.



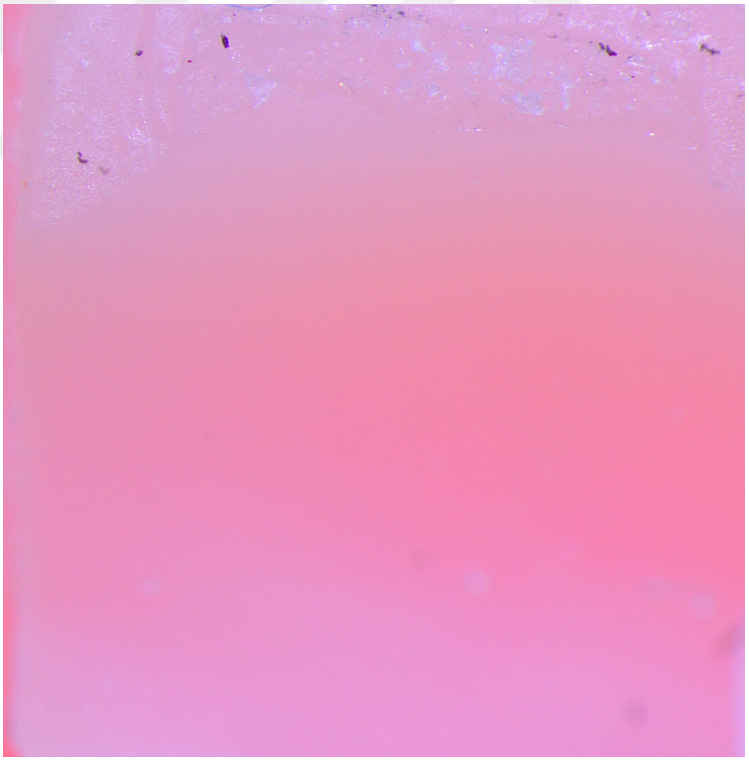
Şekil 3.24: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



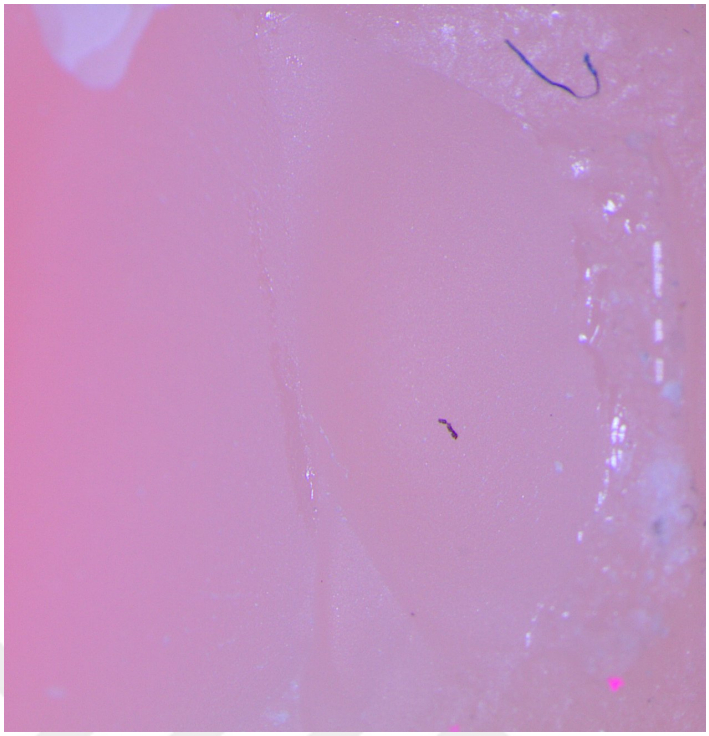
Şekil 3.25: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



Şekil 3.26: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



Şekil 3.27: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



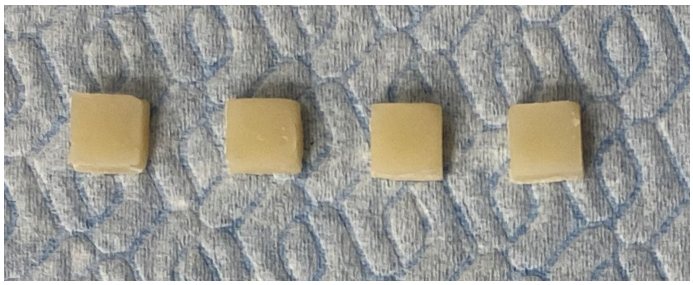
Şekil 3.28: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal seramik yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü

Şekil 3.29: Er:YAG ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü

B Grubu: 10.000 Termosiklus ile Yaşlandırılan Nanofil Kompozit Örnekler + Pürüzlendirme + Braket Yapıştırma + Braketlerin Yüzeyden Sıyrılması

- B1 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi %37'lik OF asit ile yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- B2 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Al_2O_3 kumlamayla yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- B3 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Er:YAG lazer ile yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- B4 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi %37'lik OF asit ile yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- B5 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Al_2O_3 kumlamayla yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- B6 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Er:YAG lazer ile yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)

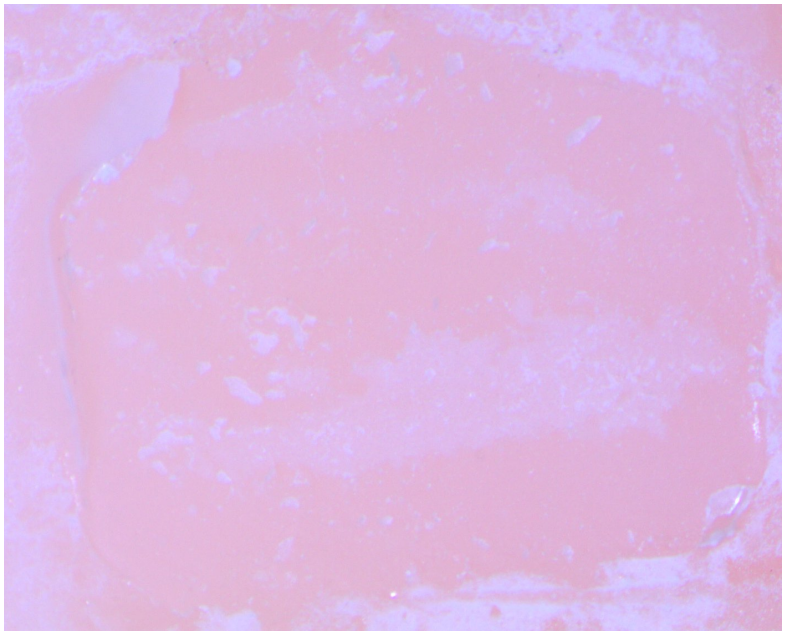
Şekil 3.30: Termalsiklus sonrası OF asit ile pürüzlendirilen örnekler



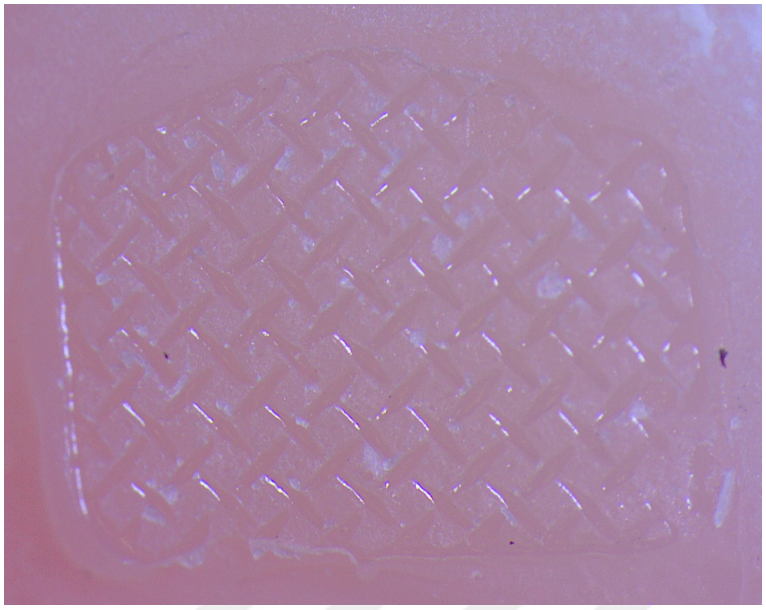
Şekil 3.31: Termalsiklus sonrası kumlama ile pürüzlendirilen örnekler

Şekil 3.32: Termalsiklus sonrası Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen örnekler

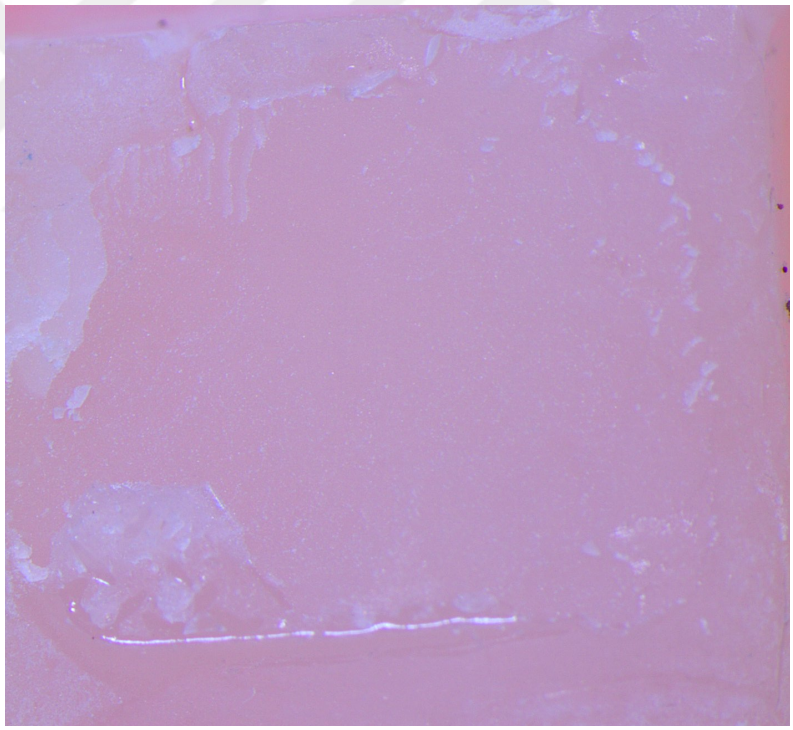
B grubundaki örnek sayısı 72'dir. Bunların 36 tanesi metal 36 tanesi seramik braketler için oluşturulmuştur. Braket yapıştırılması için oluşturulan örnekler 1 senelik ağız içi taklide denk gelen 10.000 termosiklus uygulaması ile yaşlandırılmıştır. Metal ve seramik üst santral braketleri yapıştırılacak örnekler rastgele 12'li gruplara ayrılarak OF asit, kumlama ve lazer ile pürüzlendirilmiş ve braketler örnek yüzeylerine yapıştırılmıştır. Distile su içinde bekletilen örnekler sıyırma için akrilik bloklara gömülmüştür. Sonrasında sıyırma yapılan örneklerin evrensel test cihazı ile birlikte kopma değerleri ölçülmüş ve ARI skorlaması yapmak için sıyırılan braketler ile birlikte biyopsi kabında saklanmıştır.



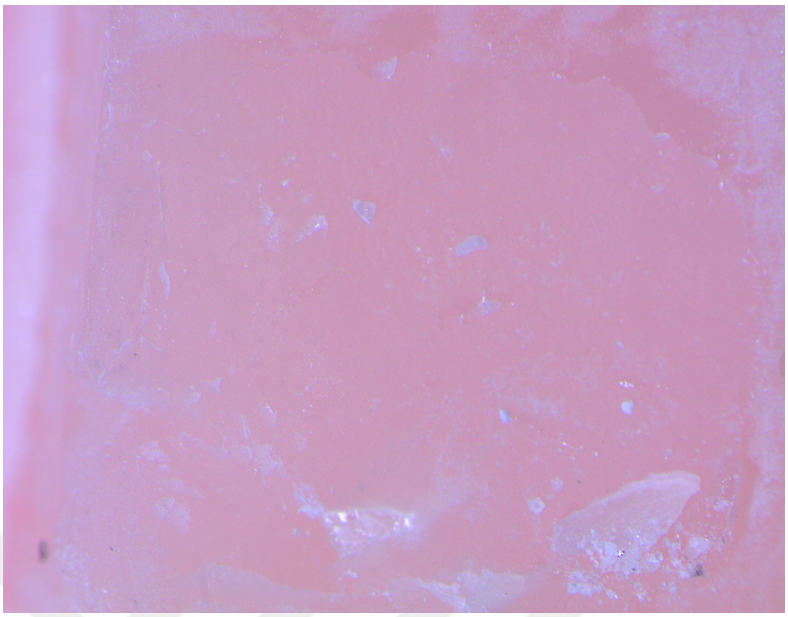
Şekil 3.33: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



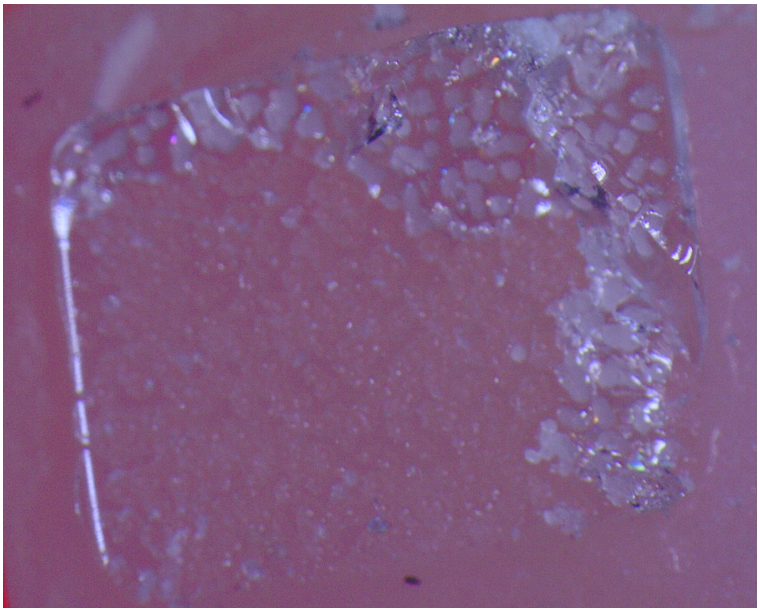
Şekil 3.34: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



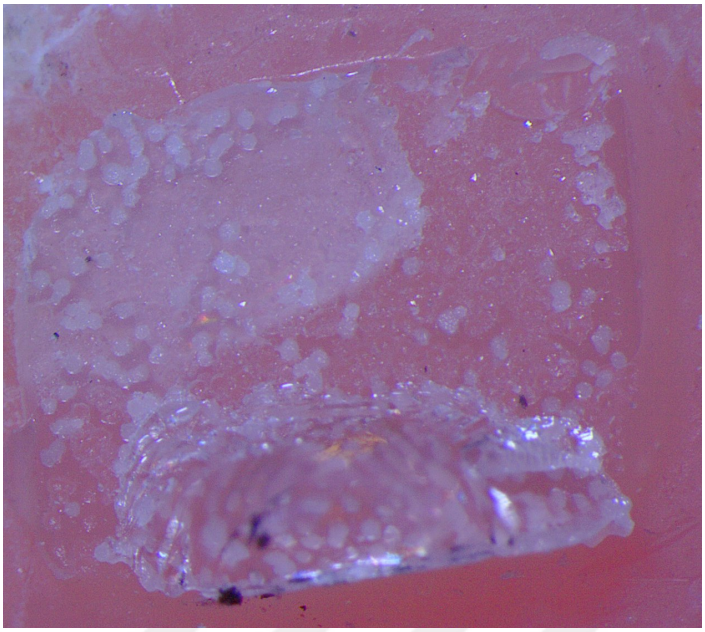
Şekil 3.35: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



Şekil 3.36: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



Şekil 3.37: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü

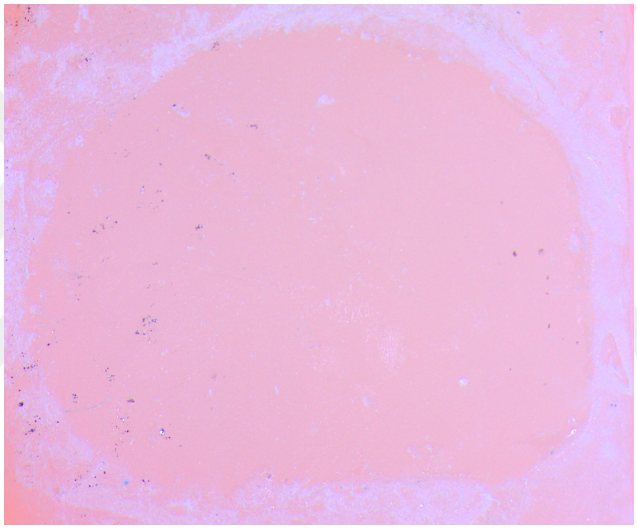


Şekil 3.38: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü

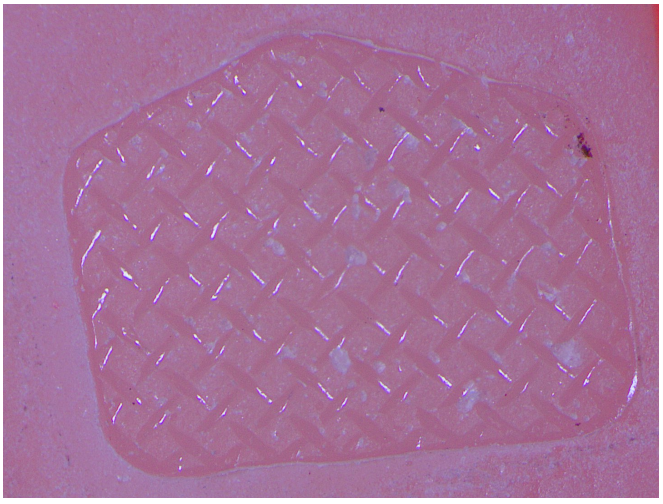
C Grubu: 10.000 Termosiklus ile Yaşlandırılan Nanofil Kompozit Örnekler + Pürüzlendirme + Braket Yapıştırma + Tekrar 10.000 Termosiklus ile Yaşlandırma + Braketlerin Yüzeyden Sıyrılması

- C1 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi %37'lik OF asit ile yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- C2 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Al_2O_3 kumlamayla yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- C3 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Er:YAG lazer ile yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- C4 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi %37'lik OF asit ile yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- C5 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Al_2O_3 kumlamayla yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- C6 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Er:YAG lazer ile yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)

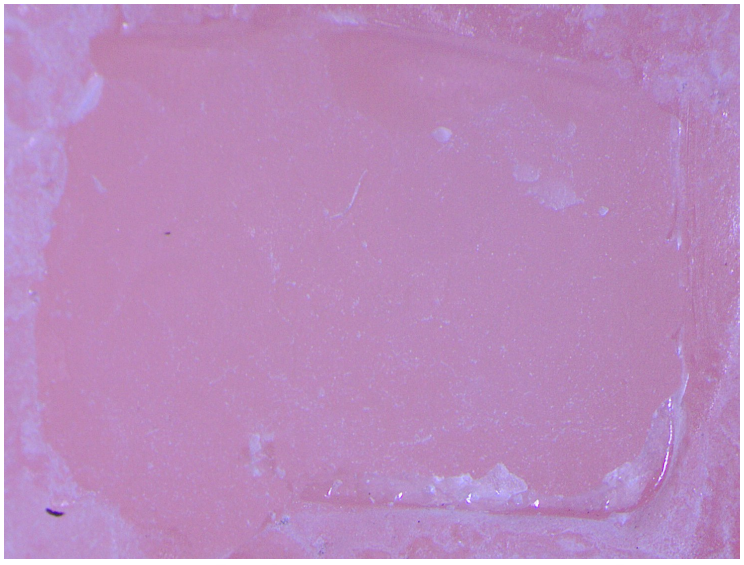
C grubundaki örnek sayısı 72'dir. Bunların 36 tanesi metal 36 tanesi seramik braketler için oluşturulmuştur. Braket yapıştırılması için oluşturulan örnekler ağız içi taklidi göstermek için 10.000 termosiklus uygulaması ile yaşlandırılmıştır. Metal ve seramik üst santral braketleri yapıştırılacak örnekler rastgele 12'li gruplara ayrılarak OF asit, kumlama ve lazer ile pürüzlendirilmiş ve braketler yapıştırılmıştır. Ardından tekrar 1 yıllık ağız içi yaşlandırmaya denk gelen 10.000 termosiklus döngüsü uygulanmıştır. Distile su içinde bekletilen örnekler sıyırma için akrilik bloklara gömülmüştür. Sonrasında sıyırma yapılan örneklerin evrensel test cihazı ile birlikte kopma değerleri ölçülmüş ve ARI skorlaması yapmak için sıyırılan braketler ile birlikte biyopsi kabında saklanmıştır.



Şekil 3.39: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü

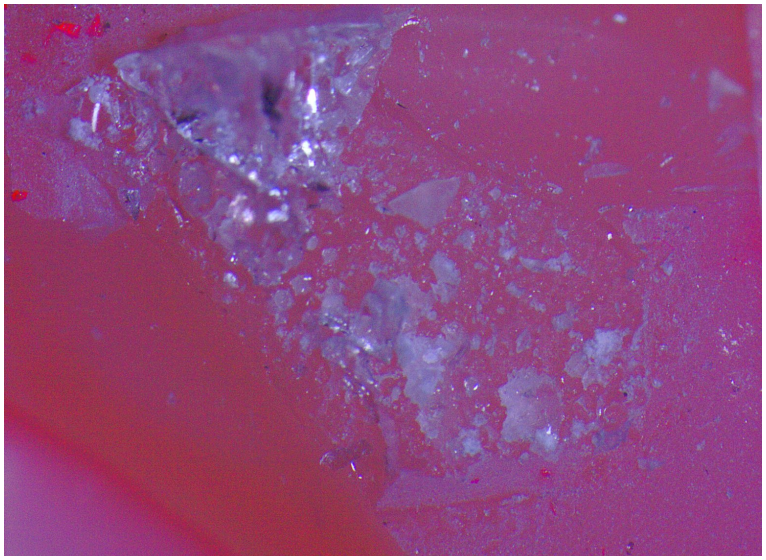


Şekil 3.40: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü

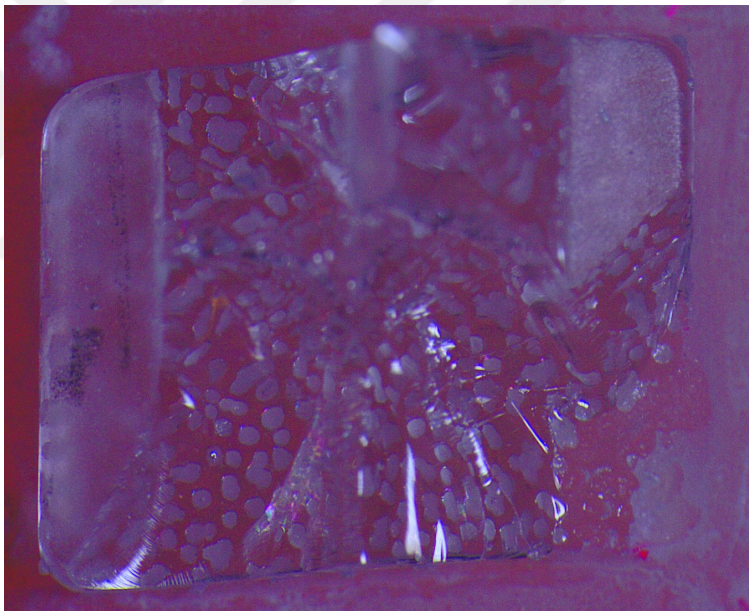


Şekil 3.41: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü

Şekil 3.42: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



Şekil 3.43: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



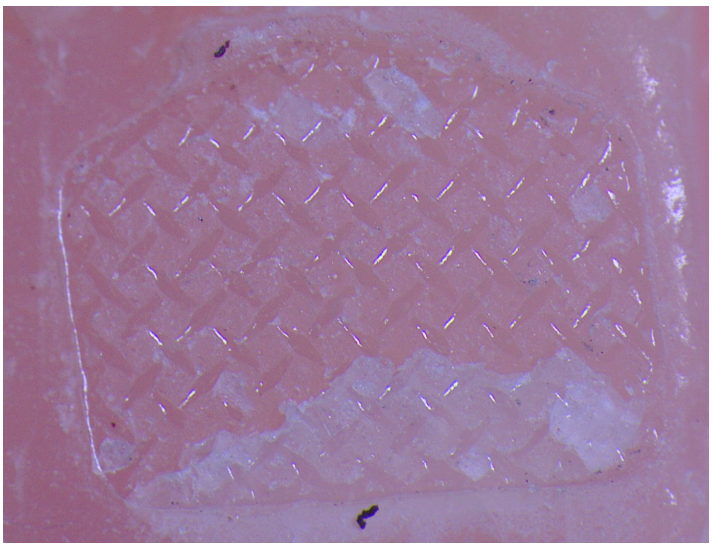
Şekil 3.44: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü

D Grubu: Nanofil Kompozit Örnekler + Pürüzlendirme + Braket Yapıştırma + 10.000 Termosiklus ile Yaşlandırma + Braketlerin Yüzeyden Sıyrılması

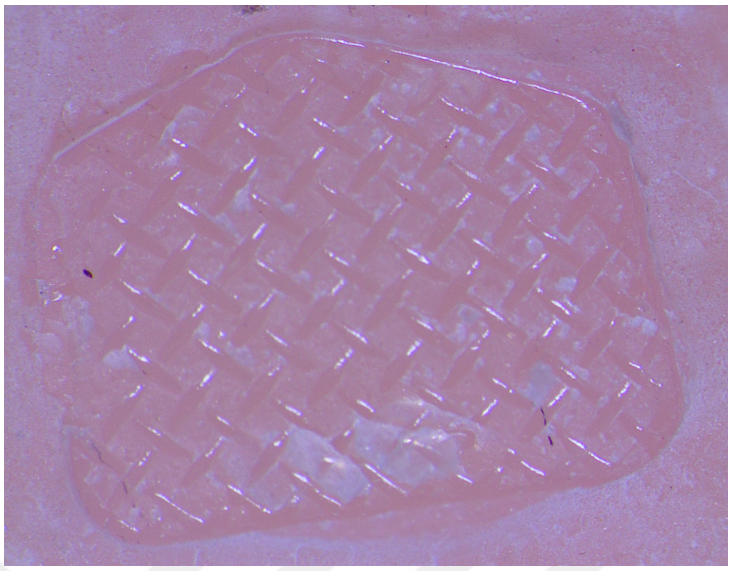
- D1 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi %37'lik OF asit ile yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)

- D2 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Al_2O_3 kumlamayla yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- D3 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Er:YAG lazer ile yapılmış ve metal braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- D4 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi %37'lik OF asit ile yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- D5 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Al_2O_3 kumlamayla yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)
- D6 Grubu: Yüzey pürüzlendirmesi Er:YAG lazer ile yapılmış ve seramik braket yapıştırılmıştır. (n=12)

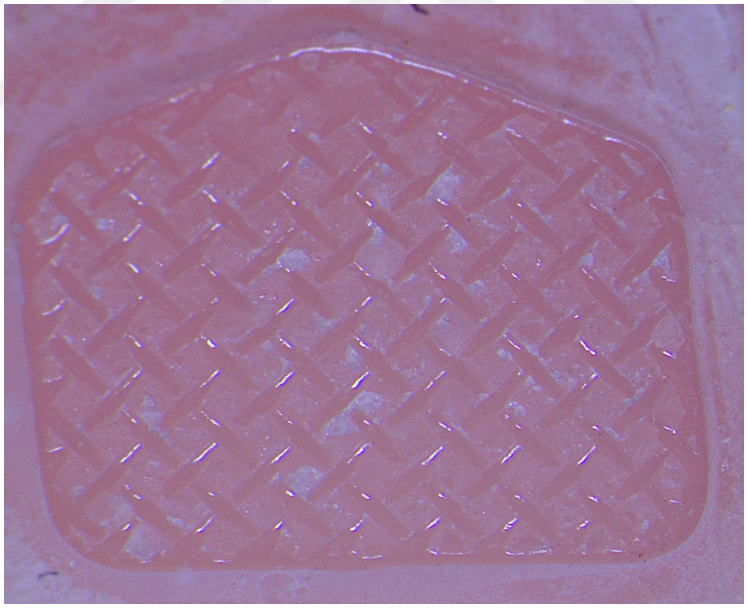
D grubundaki örnek sayısı 72'dir. Bunların 36 tanesi metal 36 tanesi seramik braketler için oluşturulmuştur. Metal ve seramik üst santral braketleri yapıştırılacak örnekler rastgele 12'li gruplara ayrılarak OF asit, kumlama ve lazer ile pürüzlendirilmiş ve braketler yapıştırılmıştır. Sonrasında 1 yıllık ağız içi yaşlandırmaya denk gelen 10.000 termosiklus döngüsü uygulanmıştır. Distile su içinde bekletilen örnekler sıyırma için akrilik bloklara gömülmüştür. Sonrasında sıyırma yapılan örneklerin evrensel test cihazı ile birlikte kopma değerleri ölçülmüş ve ARI skorlaması yapmak için sıyırılan braketler ile birlikte biyopsi kabında saklanmıştır.



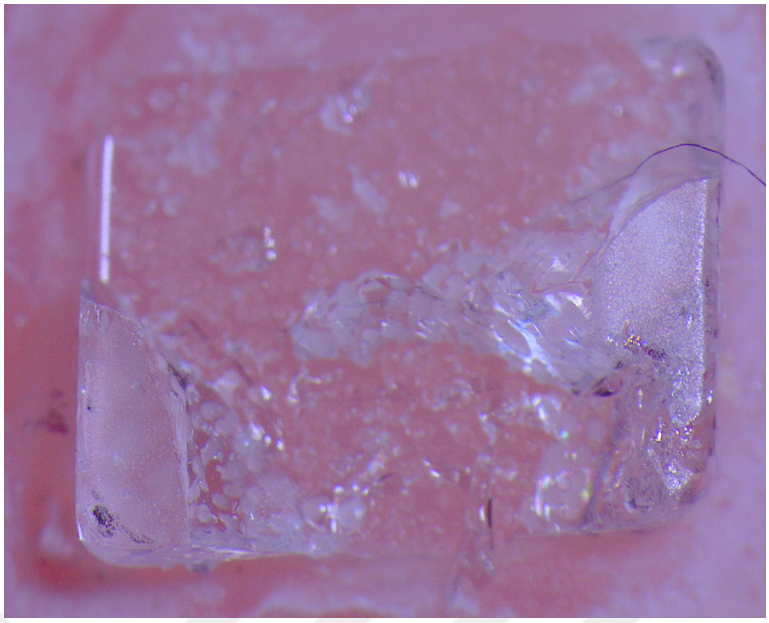
Şekil 3.45: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



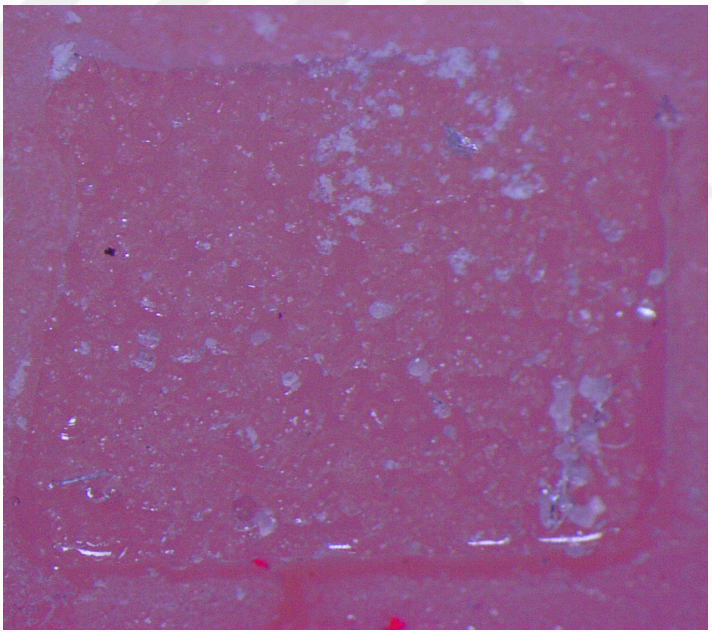
Şekil 3.46: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



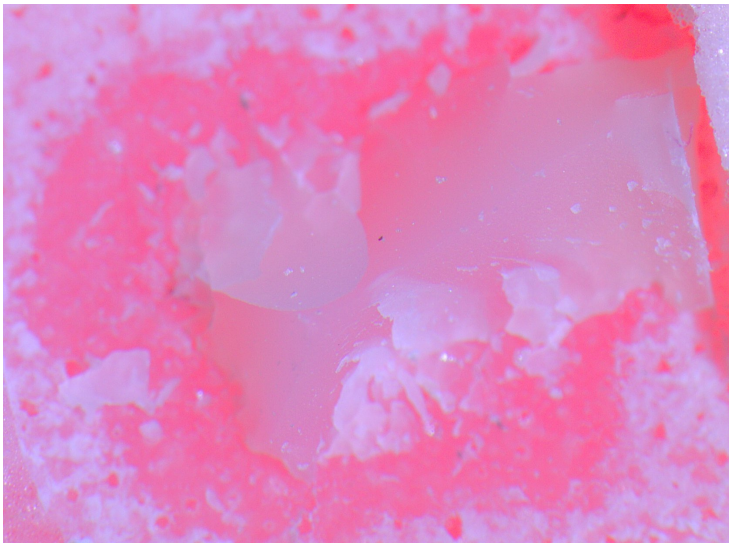
Şekil 3.47: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve metal braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



Şekil 3.48: OF asit ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



Şekil 3.49: Kumlama ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü



Şekil 3.50: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve seramik braket yapıştırılmış örneklerin sıyırma sonrası ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile incelenen görüntüsü

3.2.6 Kompozit Örneklerin Akriliğe Gömülmesi

Braketleri, kompozit örnek yüzeylerine yapıştırıldıktan sonra evrensel test cihazına yerleştirebilmek için her bir örnek için ayrı birer akrilik altyapı oluşturulmuştur. Örneklerin akrilik bloklara standart bir şekilde gömülebilmesi için bütün örnekler için standart bir kalıp kullanılmıştır. Gömme işlemi sırasında örneklerin ağırlığından dolayı, akrilik bloğun içine fazla gömülmemesi için örnekler 0,012'' ligatür teli ve 0,017x0,025'' paslanmaz çelik telden oluşturulan referans teller kullanılmıştır. Paslanmaz çelik tel, ligatür teli ile birlikte braket slotlarının içine yerleştirilmiş ve kalıpların sağ ve soluna konulan desteklerle birlikte donma süreleri beklenmiştir. Kompozit örnekler yüksekliklerinin 1 mm'lik kısmı akrilik blok içerisinde, 1 mm'si ise sıyırma işlemleri için dışarıda bırakılacaktır.

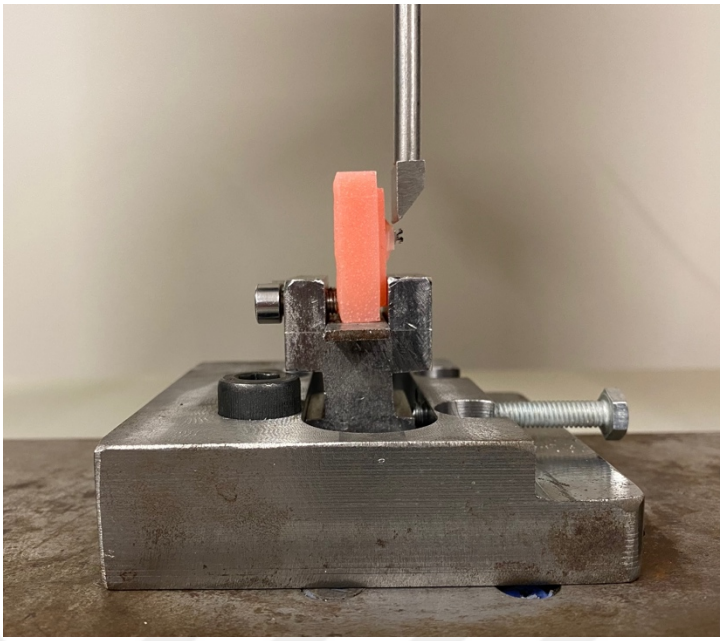
Soğuk akriliklerin polimerizasyonu oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. 20 ml sıvı ve 48 gr toz olacak şekilde karıştırılan akrilik karışım, 1 dk boyunca karıştırılmış ve yaklaşık 30 dk'lık bir çalışma süresi sağlamıştır.

Şekil 3.51: Akrilik blokların hazırlanması

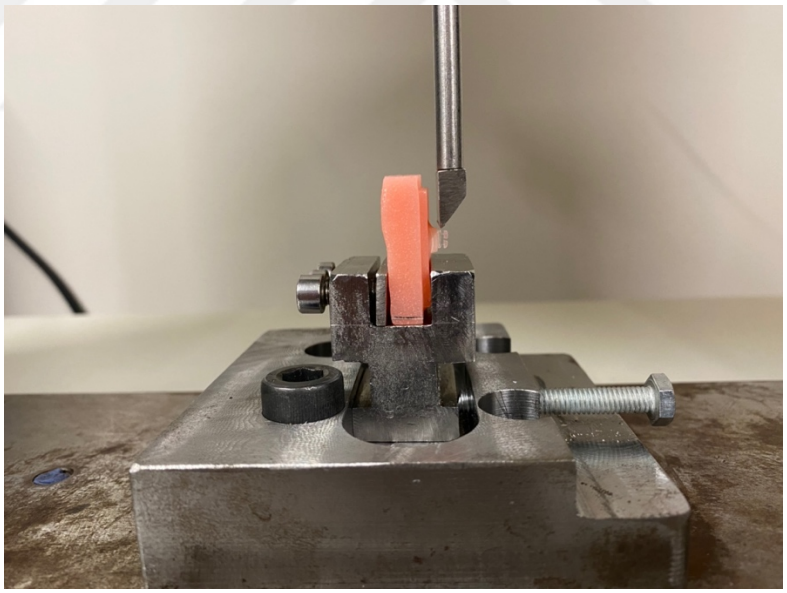
3.2.7 Sıyırma (Shear Bond Strenght) Testi

Örnek yüzeylerine yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanıklılığı Evrensel Test Cihazı (Buehler Instron, Buehler UK Ltd., England) ile değerlendirilmiştir. Cihazın, biri sabit diğeri hareketli iki tablası bulunmaktadır. Örneklerin yerleştirildiği çelik kalıplar, sabit olan alt tablaya uyumlu parçalardır ve deneyi yapılacak örnek kolayca yerleştirilebilmektedir. Hareketli olan üst parçaya ise kuvvet aktarmak için bir yükleme ucu bağlanmıştır. Yükleme ucu; sıyırma kuvveti braketin tabanına paralel olacak şekilde gelmesini sağlayacak şekilde, kompozit örnek ile braket tabanı arasına yerleştirilmiştir. Test cihazının hareketli üst tablasının hızı 1 mm/dakika, aygıtın uygulayacağı maksimum kuvvet ise 500 N olarak ayarlanmış ve ölçümler 0,2 N hassasiyetle yapılmıştır.

Braketlerin kopma sırasındaki kuvveti, test cihazının üst tablasına bağlı olan kuvvet ölçer yardımı ile kaydedilmiş ve cihaza bağlı bilgisayar tarafından Newton cinsine çevrilmiştir. Ölçülen Newton cinsindeki kuvvetler, braketlerin kaide yüzey alanlarına bölünerek birim alana gelen yük miktarı megapascal ($MPa=N/mm^2$) cinsine çevrilmiş ve istatistiksel değerlendirmeler bu değerler üzerinden yapılmıştır. Kullanılan braketlerin taban yüzey alanları, üretici firma ile yazılı iletişime geçilerek belirlenmiş ve metal braketler için 11,14 mm^2, seramik braketler için 12.44 mm^2 olarak alınmıştır.



Şekil 3.52: Sıyırma kuvveti uygulanacak metal braketler için cihazın ve örneklerin hizalanması

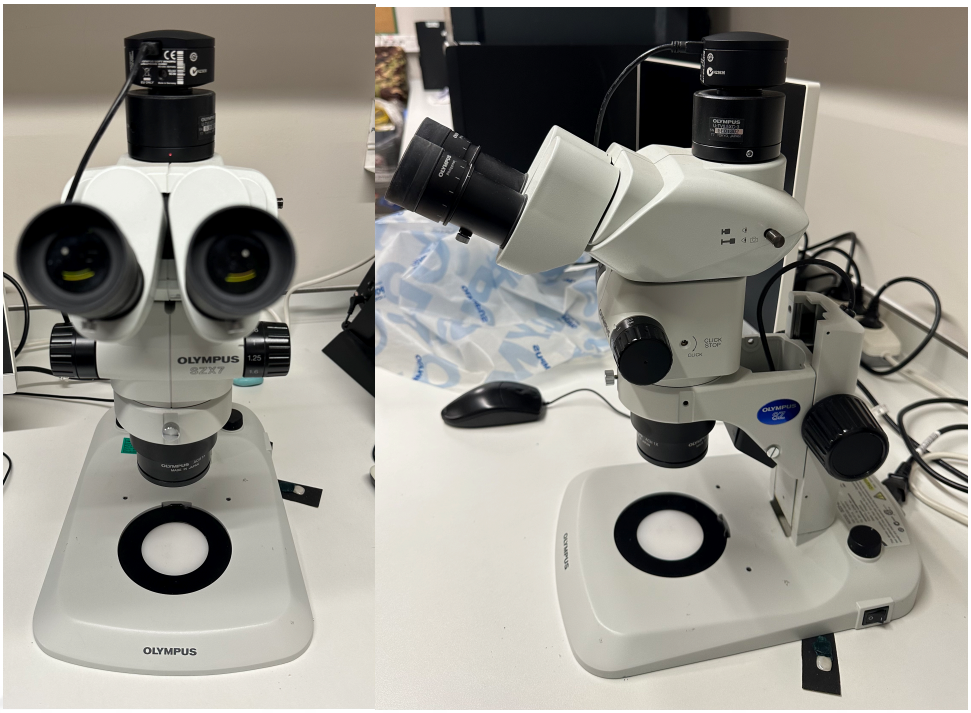


Şekil 3.53: Sıyırma kuvveti uygulanacak seramik braketler için cihazın ve örneklerin hizalanması

3.2.8 Kompozit Bloklar ve Braketlerin Arayüzeyinde Meydana Gelen Kopma Bölgelerinin Işık Mikroskobu Altında İncelenmesi

Her bir örnek grubunda, braketler sıyırma cihazı yardımıyla örneklerden ayrılmıştır. Örnekler ve braketler kopma bölgelerinin ve tipinin incelenmesi için distile

su içeren biyopsi kaplarında tek tek olmak koşuluyla oda sıcaklığında saklanmıştır. Tüm deneyler tamamlandıktan sonra her gruba ait kompozit örnek ve braketler İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakultesi Araştırma Laboratuvarında Olympus Işık cihazıyla x20 büyütme altında incelenmiş ve kaydedilmiştir.



Şekil 3.54: Olympus Işık Mikroskobu

Çalışmamızda sadece metal braket değil aynı zamanda seramik braketler de kullanıldığı için örnek yüzeyinde ve braket tabanından kalan artık adeziv miktarı, Artun ve Bergland tarafından tanımlanan Artık Adeziv İndeksi'nin (Adhesive Remnant Index=ARI), Bishara ve Truelove tarafından 1990 yılından yapılan modifikasyonu ile incelenmiştir. Bu skorlamaya göre;[91]

- Skor 0: Diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı bulunmamaktadır.
- Skor 1: Diş yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı bulunmaktadır.
- Skor 2: Diş yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı bulunmaktadır.
- Skor 3: Tüm yapıştırıcı diş yüzeyindedir ve braket taban alanı izlenmektedir.
- Skor 4: Mine kırığı vardır. (Kompozit örnek kullanıldığı için kompozitte kırık oluşmuştur)
- Skor 5: Braket kırığı görülmektedir.

Sonuçlara göre, dişlere 0 ile 5 arasında skorlar verilmiştir.

Tez çalışmamızda diş yerine kompozit örnekler kullandığı için yapılan değerlendirmede dişler yerine kompozit örnekler değerlendirilmiş ve ARI skoru kompozit örnek ve braketler incelenerek belirlenmiştir.

3.2.9 Ara yüzeyde Meydana Gelen Kopma Bölgelerinin Taramalı Elektron Mikroskobu(Scanning Electron Microscope = SEM) Altında İncelenmesi

Çalışmamızda oluşturulan gruplarda metal ve seramik braketler bulunmaktadır. Yüzeylerin incelenmesi için her bir alt gruptan ARI skorunun 2 veya 3 olan ikişer tane metal ve seramik braket yapıştırılan örnek alınmış veTübitak Araştırma Merkezi'nde(Gebze/İstanbul) bulunan SEM cihazı altında hem kompozit yüzey, hem de o yüzeye ait metal ve seramik braket tabanları incelenmiştir. Görüntüler Olympus cihazı ile çeşitli büyüklüklerde fotoğraflanmıştır.

Pürüzlendirme sonrası SEM altında mine yüzeyinin incelenmesini esas alan Silverstone ve ark. yaptığı çalışma sonucu oluşturalan sınıflandırılma kullanılmıştır.[222]

- Tip 1: Mine prizmalarının ortasının erimesi sonucu izlenen bal peteği görüntüsü
- Tip 2: Mine prizmalarının çeperlerinin erimesi sonucu izlenen çakıltaşı görüntüsü
- Tip 3: Tip 1 ve Tip 2'nin birlikte görülmesi
- Tip 4: Mine yüzeyinin haritaya benzer ve ağsı görüntüsü
- Tip 5: Düz ve pürüzsüz yüzey görüntüsü

Yukarıdaki sınıflandırma mine yüzeyini değerlendirilmesinden kullanılmasına rağmen bizim çalışmamızda mine yüzeyi yerine kompozit örnekler kullanılmış ve bu örneklerin değerlendirilmesi yapılmıştır.

3.2.10 İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmamız da veriler SPSS 25.0 (Statistical Packages of Social Sciences) bilgisayar programı kullanılarak analiz edilmiştir. Açıklayıcı istatistikler sürekli değişkenler için ortalama ± standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değer şeklinde gösterilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile ve varyansların homojenliği varsayımı Levene testi ile değerlendirilmiştir.

Bağımsız iki grubun normal dağılıma uyan verilerinin karşılaştırılmasında, iki bağımsız örneklem t testi; normal dağılıma uymayan verilerinin karşılaştırılmasında ise Mann-Whitney U testi kullanılmıştır.

İkiden fazla bağımsız grubun normal dağılıma uyan ve varyansların homojenliği varsayımı sağladığı değişkenlerin karşılaştırılmasında ANOVA testi, istatistiksel olarak anlamlı bulunan değişkenlerin kontrol grubu ile karşılaştırılmasında post-hoc testi olarak çift taraflı Dunnett t testi kullanılmıştır.

Normal dağılıma uyan ancak varyansların homojenliği varsayımına uymayan değişkenlerin karşılaştırılmasında Welch ANOVA testi, istatistiksel anlamlı bulunan sonuçların gruplar arası ikili karşılaştırılması Dunnett T3 testi ile yapılmıştır. İkiden fazla bağımsız gruplar arasında normal dağılıma uymayan ölçümlerin karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis testi kullanılmış olup, istatistiksel olarak anlamlı bulunan değişkenlerin ikili grup karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapılmış ve p değerlerine Bonferroni düzeltmesi yapılmıştır. $p<0,05$ olması durumunda aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4 BULGULAR

Kompozit örneklere uygulanan sıyırma testleri klinikte debonding işlemini taklit edecek şekilde braketlerin kompozit yüzeyden ayrılmasını sağlayacak bir düzenek ile birlikte yapılmıştır. 4 ana grup ve her grup için 6'şar alt grup ve her alt grupta 12 örnek olmak üzere toplamda 24 grup ve 288 örnek tez çalışmamıza dahil edilmiştir.

4.1 Sıyırma Testi ile İlgili Bulgular

4.1.1 A Grubu (Herhangi Bir Yaşlandırma Prosedürüne Tabii Tutulmayan Örnekler) Bağlanma Dayanım Değerlerinin Kendi İçinde Değerlendirilmesi

A grubundaki örnekler herhangi bir yaşlandırma prosedürüne tabii tutulmamış ve örneklere yüzey pürüzlendirmeleri yapıldıktan sonra metal ve seramik braketler yapıştırılmıştır. Test sonuçlarına göre ortaya çıkan bağlanma kuvvetlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1'de verilmiştir. (Tablo 4.1)

			MPa Ort±s.s.
A Grubu	Metal	OF Asit	5,341±0,839
		Kumlama	9,077±1,480
		Lazer	9,319±1,628
	Seramik	OF Asit	14,866±4,506
		Kumlama	16,974±4,952
		Lazer	11,645±2,163

Tablo 4.1: A grubu örneklerine yapıştırılan braketlerin makaslama bağlanma kuvvetleri (MPa)

Çalışmamızda sıyırma testleri, kompozit örneklere klinikte debonding işlemini taklit edecek şekilde hiçbir işlem yapılmadan yapılmıştır. 4 ana grup ve her grup için 6'şar alt grup olmak üzere toplamda 24 grup ve 288 örnek değerlendirilmiştir. Örnekler ve üzerine yapıştırılan braketler farklı zamanlarda yaşlandırma işlemine tabii tutulmuştur.

A grubundaki örneklere uygulanan makaslama kuvvetlerine karşı oluşan bağlanma dayanımının metal ve seramik braketlerin ayrı ayrı olmak koşuluyla kendi arasındaki karşılaştırmaların MPa cinsinden değerlendirilmesi Tablo 4.2'de gösterilmiştir. (Tablo 4.2)

			MPa Ort±s.s.	p^a	p^b	p^c
A Grubu	Metal Braketler	A1.OF Asit	5,341±0,839	0,004**	0,004**	1,000
		A2.Kumlama	9,077±1,480			
		A3.Lazer	9,319±1,628			
	Seramik Braketler	A4.OF Asit	14,866±4,506	0,109	0,055	0,055
		A5.Kumlama	16,974±4,952			
		A6.Lazer	11,645±2,163			

Tablo 4.2: A grubundaki örneklerin bağlanma kuvvetlerinin Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, p^a OF Asit-Kumlama, p^b OF Asit-Lazer, p^c Kumlama-Lazer *p<0.05, **p<0.01, *** p<0.001

A grubunda metal braket yapıştırılan örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı 9,319±1,628 MPa ile lazer ile pürüzlendirilen A3 grubundaki örneklerde elde edilmiştir. Bunları sırasıyla 9,077±1,480 MPa'lık kuvvetle kumlama uygulanan A2 grubundaki örnekler ve 5,341±0,839 MPa'lık kuvvetle OF asit ile pürüzlendirilen A1 grubundaki örnekler takip etmiştir. Lazer veya kumlama yapılan gruplar ile OF asit grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıyken ($p<0.01$), lazer ile kumlama arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.($p>0.05$) (Tablo 4.2)

A grubunda seramik braket yapıştırılan örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı 16,974±4,952 MPa ile kumlama ile pürüzlendirilen A5 grubundaki örneklerde elde edilmiştir. Bunları sırasıyla 14,866±4,506 MPa'lık kuvvetle OF asit ile pürüzlendirilen A4 grubundaki örnekler ve 11,645±2,163 MPa'lık kuvvetle lazer ile pürüzlendirilen A6 grubundaki örnekler takip etmiştir. Tüm grupların 2'li karşılaştırmaları sonucu oluşan makaslama dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. ($p>0.05$)(Tablo 4.2)

4.1.2 B Grubunun (Braket Yapıştırılmadan Önce Yaşlandırılan Kompozit Örnekler) Bağlanma Dayanım Değerlerinin Kendi İçinde Değerlendirilmesi

B grubundaki örnekler braketlerin yapıştırılmasından önce 10.000 termalsiklus ile yaşlandırma prosedürüne tabii tutulmuş ve örneklere yüzey pürüzlendirmeleri yapıldıktan sonra metal ve seramik braketler yapıştırılmıştır. Test sonuçlarına göre ortaya çıkan

bağlanma kuvvetlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.3'de verilmiştir. (Tablo 4.3)

		MPa Ort±s.s.
OF Asit	Metal	6,42±1,189
	Seramik	13,557±3,084
Kumlama	Metal	8,674±1,564
	Seramik	19,364±4,795
Lazer	Metal	9,457±1,434
	Seramik	15,338±4,463

Tablo 4.3: B grubu örneklerine yapıştırılan braketlerin makaslama bağlanma kuvvetleri (MPa)

B grubunundaki örneklere uygulanan makaslama kuvvetlerine karşı oluşan bağlanma dayanımının metal ve seramik braketlerin ayrı ayrı olmak koşuluyla kendi arasındaki karşılaştırmaların MPa cinsinden değerlendirilmesi Tablo 4.4'de gösterilmiştir. (Tablo 4.4)

			MPa Ort±s.s.	p^a	p^b	p^c
B Grubu	Metal Braket	B1. OF Asit	6,42±1,189	0,037*	0,008*	0,423
		B2.Kumlama	8,674±1,564			
		B3.Lazer	9,457±1,434			
	Seramik Braket	B4. OF Asit	13,557±3,084	0,037*	0,423	0,109
		B5.Kumlama	19,364±4,795			
		B6.Lazer	15,338±4,463			

Tablo 4.4: B grubundaki örneklerin bağlanma kuvvetlerinin Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, p^a OF Asit-Kumlama, p^b OF Asit-Lazer, p^c Kumlama-Lazer *p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001

B grubunda metal braket yapıştırılan örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı 9,457±1,434 MPa'lık kuvvetle lazer ile pürüzlendirilen B3 grubundaki örneklerde elde edilmiştir. Bunları sırasıyla 8,674±1,564 MPa'lık kuvvetle kumlama yapılan B2

grubundaki örnekler ve 6,42±1,189 MPa'lık kuvvetle OF asit ile pürüzlendirilen B1 grubundaki örnekler takip etmiştir. Lazer veya kumlama yapılan gruplar ile OF asit grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıyken ($p<0.05$;$p<0.01$), lazer ile kumlama grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.($p>0.05$) (Tablo 4.4)

B grubundaki seramik braket yapıştırılan örnek yüzeylerinde en yüksek bağlanma dayanımı 19,364±4,795 MPa'lık kuvvetle kumlama ile pürüzlendirilen B5 grubundaki örneklerde elde edilmiştir. Bunları sırasıyla 15,338±4,463 MPa'lık kuvvetle lazer ile pürüzlendirilen B6 grubundaki örnekler ve 13,557±3,084 MPa'lık kuvvetle OF asit ile pürüzlendirilen B4 grubundaki örnekler takip etmiştir. Kumlama ile OF asit grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıyken ($p<0.05$), lazer ile kumlama grupları arasındaki fark ile lazer ile OF asit grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir.($p>0.05$)(Tablo 4.4)

4.1.3 C Grubunun (Hem Braket Yapıştırma Öncesi Hem de Yapıştırma Sonrası Yaşlandırılan Örnekler) Bağlanma Dayanım Değerlerinin Kendi İçinde Değerlendirilmesi

C grubundaki örnekler braketlerin yapıştırılmasından önce ve braketler yapıştırıldıktan sonra 10.000 termalsiklus ile yaşlandırma prosedürüne tabii tutulmuş ve örneklere yüzey pürüzlendirmeleri yapıldıktan sonra metal ve seramik braketler yapıştırılmıştır. Test sonuçlarına göre ortaya çıkan bağlanma kuvvetlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.5'de verilmiştir. (Tablo 4.5)

		MPa Ort±s.s.
OF Asit	Metal	6,306±0,743
	Seramik	13,166±3,602
Kumlama	Metal	9,675±2,689
	Seramik	21,181±8,401
Lazer	Metal	9,636±1,213
	Seramik	22,109±8,165

Tablo 4.5: C grubundaki örneklerin bağlanma kuvvetlerinin karşılaştırılması

C grubunundaki örneklere uygulanan makaslama kuvvetlerine karşı oluşan bağlanma dayanımının metal ve seramik braketlerin ayrı ayrı olmak koşuluyla kendi

arasındaki karşılaştırmaların MPa cinsinden değerlendirilmesi Tablo 4.6'da gösterilmiştir. (Tablo 4.6)

			MPa Ort±s.s.	p^a	p^b	p^c
C Grubu	Metal	C1. OF Asit	6,306±,743	0,007**	0,003**	0,749
		C2.Kumlama	9,675±2,689			
		C3.Lazer	9,636±1,213			
	Seramik	C4. OF Asit	13,166±3,602	0,078	0,055	0,749
		C5.Kumlama	21,181±8,401			
		C6.Lazer	22,109±8,165			

Tablo 4.6: C grubundaki örneklerin bağlanma kuvvetlerinin Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, p^a OF Asit-Kumlama, p^b OF Asit-Lazer, p^c Kumlama-Lazer *p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001

C grubunda metal braket yapıştırılan örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı 9,675±2,689 MPa'lık kuvvetle kumlama ile pürüzlendirilen C2 grubundaki örneklerde elde edilmiştir. Bunları sırasıyla 9,636±1,213 MPa'lık kuvvetle lazer ile pürüzlendirilen C3 grubundaki örnekler ve 6,306±,743 MPa'lık kuvvetle OF asit ile pürüzlendirilen C1 grubundaki örnekler takip etmiştir. Lazer veya kumlama yapılan gruplar ile OF asit ile pürüzlendirme yapılan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıyken ($p<0.01$), lazer ile kumlama arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.($p>0.05$) (Tablo 4.6)

C grubunda seramik braket yapıştırılan örnek yüzeylerinde en yüksek bağlanma dayanımı 22,109±8,165 MPa'lık kuvvetle lazer ile pürüzlendirilen C6 grubundaki örneklerde elde edilmiştir. Bunları sırasıyla 21,181±8,401 MPa'lık kuvvetle kumlama ile pürüzlendirilen C5 grubundaki örnekler ve 13,166±3,602 MPa'lık kuvvetle OF ile pürüzlendirilen C4 grubundaki örnekler takip etmiştir. Tüm seramik braket yapıştırılan grupların 2'li karşılaştırmaları sonucu oluşan makaslama dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. ($p>0.05$)(Tablo 4.6)

4.1.4 D Grubunun (Braketler Yapıştırıldıktan Sonra Yaşlandırılan Örnekler) Bağlanma Dayanım Değerlerinin Karşılaştırılması

D grubundaki örnekler braketlerin yapıştırılmasından sonra 10.000 termalsiklus ile yaşlandırma prosedürüne tabii tutulmuş ve örneklere yüzey pürüzlendirmeleri

yapıldıktan sonra metal ve seramik braketler yapıştırılmıştır. Test sonuçlarına göre ortaya çıkan bağlanma kuvvetlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.7'da verilmiştir. (Tablo 4.7)

		MPa Ort±s.s.
OF Asit	Metal	6,97±,421
	Seramik	13,342±1,826
Kumlama	Metal	9,274±1,383
	Seramik	20,371±4,212
Lazer	Metal	9,339±2,005
	Seramik	17,369±3,528

Tablo 4.7: D grubu örneklerine yapıştırılan braketlerin makaslama bağlanma kuvveti (MPa)

D grubunundaki örneklere uygulanan makaslama kuvvetlerine karşı oluşan bağlanma dayanımının metal ve seramik braketlerin ayrı ayrı olmak koşuluyla kendi arasındaki karşılaştırmaların MPa cinsinden değerlendirilmesi Tablo 4.8'de gösterilmiştir.(Tablo 4.8)

			N/mm2 Ort±s.s.	p^a	p^b	p^c
D Grubu	Metal	D1.O OF Asit	6,97±,421	0,006**	0,006**	0,810
		D2.Kumlama	9,274±1,383			
		D3.Lazer	9,339±2,005			
	Seramik	D4. OF Asit	13,342±1,826	0,025*	0,055	0,150
		D5.Kumlama	20,371±4,212			
		D6.Lazer	17,369±3,528			

Tablo 4.8: D grubundaki örneklerin bağlanma kuvvetlerinin Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, p^a OF Asit-Kumlama p^b OF Asit-Lazer p^c Kumlama-Lazer *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001

D grubunda metal braket yapıştırılan örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı 9,339±2,005 MPa'lık kuvvetle lazer ile pürüzlendirilen D3 grubundaki örneklerde elde edilmiştir. Bunları sırasıyla 9,274±1,383 MPa'lık kuvvetle kumlama ile pürüzlendirilen

D2 grubundaki örnekler ve 6,97±,421 MPa'lık kuvvetle OF asit ile pürüzlendirilen D1 grubundaki örnekler takip etmiştir. Lazer veya kumlama yapılan gruplar ile OF asit grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıyken ($p<0.01$), lazer ile kumlama grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.($p>0.05$)(Tablo 4.8)

D grubunda seramik braket yapıştırılan örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı 20,371±4,212 MPa'lık kuvvetle kumlama ile pürüzlendirilen D5 grubundaki örneklerde elde edilmiştir. Bunları sırasıyla 17,369±3,528 MPa'lık kuvvetle lazer ile pürüzlendirilen D6 grubundaki örnekler ve 13,342±1,826 MPa'lık kuvvetle OF ile pürüzlendirilen D3 grubundaki örnekler takip etmiştir. Kumlama ve OF asit ile pürüzlendirilen grupların arasındaki makaslama dayanımları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.($p<0.05$) Diğer grupların 2'li karşılaştırmaları sonucu oluşan makaslama dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. ($p>0.05$)(Tablo 4.8)

4.1.5 A ve B Gruplarının Karşılaştırılması

Herhangi bir yaşlandırma prosedürüne tabii tutulmayan A grubundaki örnekler ile B grubundaki (braket yapıştırılmadan önce 10.000 termal siklus ile yaşlandırılan kompozit örnekler) örneklere uygulanan makaslama kuvvetlerine karşı oluşan bağlanma dayanım karşılaştırmaların MPa cinsinden değerlendirilmesi Tablo 4.9'de gösterilmiştir. (Tablo 4.9)

		Metal	p		Seramik	p
		MPa Ort±s.s.			MPa Ort±s.s.	
OF Asit	A Grubu	5,341±0,839	0,078	OF Asit	14,866±4,506	0,262
	B Grubu	6,42±1,189			13,557±3,084	
Kumlama	A Grubu	9,077±1,480	0,631	Kumlama	16,974±4,952	0,078
	B Grubu	8,674±1,564			19,364±4,795	
Lazer	A Grubu	9,319±1,628	0,749	Lazer	11,645±2,163	0,150
	B Grubu	9,457±1,434			15,338±4,463	

Tablo 4.9: A ve B grupları arasındaki bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için A grubunda 5,341±0,839 MPa', B grubunda ise 6,42±1,189 MPa bağlanma dayanım kuvveti elde

edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.9)

Kumlama yapılan örneklere yapıştırılan metal braketler için A grubunda 9,077±1,480 MPa, B grubunda 8,674±1,564 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.9)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için A grubunda 9,319±1,628 MPa, B grubunda 9,457±1,434 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.9)

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için A grubunda 14,866±4,506 MPa, B grubunda 13,557±3,084 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.9)

Kumlama ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için A grubunda 16,974±4,952 MPa, B grubunda 19,364±4,795 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.9)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için A grubunda 11,645±2,163 MPa, B grubunda 15,338±4,463 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.9)

4.1.6 A ve C Gruplarının Karşılaştırılması

Herhangi bir yaşlandırma prosedürüne tabii tutulmayan A grubundaki örnekler ile C (hem braket yapıştırma öncesi hem de yapıştırma sonrası 10.000 termalsiklus ile yaşlandırılan örnekler) grubundaki örneklere uygulanan makaslama kuvvetlerine karşı oluşan bağlanma dayanımının karşılaştırmaların MPa cinsinden değerlendirilmesi Tablo 4.10'da gösterilmiştir. (Tablo 4.10)

		Metal	p	Seramik	P
		MPa Ort±s.s.		MPa Ort±s.s.	
OF Asit	A Grubu	5,341±0,839	0,199	14,866±4,506	0,200
	C Grubu	6,306±0,743		13,166±3,602	
Kumlama	A Grubu	9,077±1,480	0,631	16,974±4,952	0,337
	C Grubu	9,675±2,689		21,181±8,401	
Lazer	A Grubu	9,319±1,628	0,749	11,645±2,163	0,037*
	C Grubu	9,636±1,213		22,109±8,165	

Tablo 4.10: A ve C grupları arasındaki bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için A grubunda 5,341±0,839 MPa, C grubunda ise 6,306±0,743 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.10)

Kumlama yapılan örneklere yapıştırılan metal braketler için A grubunda 9,077±1,480 MPa, C grubunda 9,675±2,689 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.10)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için A grubunda 9,319±1,628 MPa, C grubunda 9,636±1,213 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.10)

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için A grubunda 14,866±4,506 MPa, C grubunda 13,166±3,602 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.10)

Kumlama ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için A grubunda 16,974±4,952 MPa, C grubunda 21,181±8,401 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.10)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için A grubunda 11,645±2,163 MPa, C grubunda 22,109±8,165 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. C grubundaki örneklerin makaslama dayanım değerleri A grubundaki örneklerin

makaslama dayanım değerlerine göre istatistiksel açıdan anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.($p<0.05$) (Tablo 4.10)

4.1.7 A ve D Gruplarının Karşılaştırılması

Herhangi bir yaşlandırma prosedürüne tabii tutulmayan A grubundaki örnekler ile D (braketler yapıştırıldıktan sonra 10.000 termalsiklus ile yaşlandırılan örnekler) grubundaki örneklere uygulanan makaslama kuvvetlerine karşı oluşan bağlanma dayanımınlarının karşılaştırmalarının MPa cinsinden değerlendirilmesi Tablo 4.11'de gösterilmiştir. (Tablo 4.11)

		Metal	p	Seramik	p
		MPa Ort±s.s.		MPa Ort±s.s.	
OF Asit	A Grubu	5,341±0,839	0,011*	14,866±4,506	0,078
	D Grubu	6,97±0,421		13,342±1,826	
Kumlama	A Grubu	9,077±1,480	0,749	16,974±4,952	0,078
	D Grubu	9,274±1,383		20,371±4,212	
Lazer	A Grubu	9,319±1,628	0,873	11,645±2,163	0,010*
	D Grubu	9,339±2,005		17,369±3,528	

Tablo 4.11: A ve D grupları arasındaki bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için A grubunda 5,341±0,839 MPa, D grubunda ise 6,97±0,421 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. D grubundaki örneklerin makaslama dayanım değerleri A grubundaki örneklerin makaslama dayanım değerlerine göre istatistiksel açıdan anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.($p<0.05$) (Tablo 4.11)

Kumlama yapılan örneklere yapıştırılan metal braketler için A grubunda 9,077±1,480 MPa, D grubunda 9,274±1,383 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.($p>0.05$)(Tablo 4.11)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için A grubunda 9,319±1,628 MPa, D grubunda 9,339±2,005 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.($p>0.05$)(Tablo 4.11)

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için A grubunda 14,866±4,506 MPa, D grubunda 13,342±1,826 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.11)

Kumlama ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için A grubunda 16,974±4,952 MPa, B grubunda 20,371±4,212 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p>0.05)(Tablo 4.11)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için A grubunda 11,645±2,163 MPa, D grubunda 17,369±3,528 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. D grubundaki örneklerin makaslama dayanım değerleri A grubundaki örneklerin makaslama dayanım değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.(p<0.05) (Tablo 4.11)

4.1.8 B ve C Gruplarının Karşılaştırılması

Braketlerin yapıştırılmasından önce 10.000 termalsiklus ile yaşlandırma prosedürüne tabii tutulan B grubundaki örnekler ile hem braketler yapıştırılmadan önce hem de braketler yapıştırılmasından sonra 10.000 termalsiklus ile yaşlandırma uygulaması yapılan C grubundaki örneklere uygulanan makaslama kuvvetlerine karşı oluşan bağlanma dayanımının karşılaştırmaların MPa cinsinden değerlendirilmesi Tablo 4.12'de gösterilmiştir. (Tablo 4.12)

		Metal	p		Seramik	p
		MPa Ort±s.s.			MPa Ort±s.s.	
OF Asit	B Grubu	6,42±1,189	0,391	OF Asit	13,557±3,084	1,000
	C Grubu	6,306±0,743			13,166±3,602	
Kumlama	B Grubu	8,674±1,564	0,631	Kumlama	19,364±4,795	1,000
	C Grubu	9,675±2,689			21,181±8,401	
Lazer	B Grubu	9,457±1,434	0,936	Lazer	15,338±4,463	0,015*
	C Grubu	9,636±1,213			22,109±8,165	

Tablo 4.12: B ve C gruplarının bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için B grubunda 6,42±1,189 MPa, C grubunda 6,306±0,743 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.($p>0.05$)(Tablo 4.12)

Kumlama yapılan örneklere yapıştırılan metal braketler için B grubunda 8,674±1,564 MPa, C grubunda 9,675±2,689 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.($p>0.05$)(Tablo 4.12)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için B grubunda 9,457±1,434 MPa, C grubunda 9,636±1,213 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.($p>0.05$)(Tablo 4.12)

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için B grubunda 13,557±3,084 MPa, C grubunda 13,166±3,602 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.($p>0.05$)(Tablo 4.12)

Kumlama yapılan örneklere yapıştırılan seramik braketler için B grubunda 19,364±4,795 MPa, C grubunda 21,181±8,401 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.($p>0.05$)(Tablo 4.12)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için B grubunda 15,338±4,463 MPa, C grubunda 22,109±8,165 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. C grubundaki örneklerin makaslama dayanım değerleri B grubundaki örneklerin makaslama dayanım değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.($p<0.05$)(Tablo 4.12)

4.1.9 B ve D Gruplarının Karşılaştırılması

Braketlerin yapıştırılmasından önce 10.000 termalsiklus ile yaşlandırma prosedürüne tabii tutulan B grubundaki örnekler ile braketler yapıştırılmasından sonra 10.000 termalsiklus ile yaşlandırma uygulaması yapılan D grubundaki örneklere uygulanan makaslama kuvvetlerine karşı oluşan bağlanma dayanımının karşılaştırmaların MPa cinsinden değerlendirilmesi Tablo 4.13'de gösterilmiştir. (Tablo 4.13)

		Metal	p		Seramik	p
		MPa Ort±s.s.			MPa Ort±s.s.	
OF Asit	B Grubu	6,42±1,189	0,714	OF Asit	13,557±3,084	0,873
	D Grubu	6,97±0,421			13,342±1,826	
Kumlama	B Grubu	8,674±1,564	0,522	Kumlama	19,364±4,795	0,470
	D Grubu	9,274±1,383			20,371±4,212	
Lazer	B Grubu	9,457±1,434	0,631	Lazer	15,338±4,463	0,423
	D Grubu	9,339±2,005			17,369±3,528	

Tablo 4.13: B ve D gruplarının bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için B grubunda 6,42±1,189 MPa, D grubunda 6,97±0,421 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p<0.05)(Tablo 4.13)

Kumlama yapılan örneklere yapıştırılan metal braketler için B grubunda 8,674±1,564 MPa, D grubunda 9,274±1,383 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p<0.05)(Tablo 4.13)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için B grubunda 9,457±1,434 MPa, D grubunda 9,339±2,005 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p<0.05)(Tablo 4.13)

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için B grubunda 13,557±3,084 MPa, D grubunda 13,342±1,826 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p<0.05)(Tablo 4.13)

Kumlama yapılan örneklere yapıştırılan seramik braketler için B grubunda 19,364±4,795 MPa, D grubunda 20,371±4,212 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p<0.05)(Tablo 4.13)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için B grubunda 15,338±4,463 MPa, D grubunda 17,369±3,528 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. (p<0.05)(Tablo 4.13)

4.1.10 C ve D Gruplarının Karşılaştırılması

Braketlerin yapıştırılmasından önce ve sonra 10.000 termalsiklus ile yaşlandırma prosedürüne tabii tutulan C grubundaki örnekler ile braketlerin yapıştırılmasından sonra 10.000 termalsiklus ile yaşlandırma uygulaması yapılan D grubundaki örneklere uygulanan makaslama kuvvetlerine karşı oluşan bağlanma dayanımının karşılaştırmaların MPa cinsinden değerlendirilmesi Tablo 4.14'de gösterilmiştir. (Tablo 4.14)

		Metal	p	Seramik	p
		MPa Ort±s.s.		MPa Ort±s.s.	
OF Asit	C Grubu	6,306±0,743	0,123	13,166±3,602	0,749
	D Grubu	6,97±0,421		13,342±1,826	
Kumlama	C Grubu	9,675±2,689	0,749	21,181±8,401	1,000
	D Grubu	9,274±1,383		20,371±4,212	
Lazer	C Grubu	9,636±1,213	0,470	22,109±8,165	0,022*
	D Grubu	9,339±2,005		17,369±3,528	

Tablo 4.14: C ve D gruplarının bağlanma dayanımlarının Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması, *p<0.05, **p<0.01 ***p<0.001

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için C grubunda 6,306±0,743 MPa, D grubunda 6,97±0,421 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p<0.05)(Tablo 4.14)

Kumlama yapılan örneklere yapıştırılan metal braketler için C grubunda 9,675±2,689 MPa, D grubunda 9,274±1,383 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p<0.05)(Tablo 4.14)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan metal braketler için C grubunda 9,636±1,213 MPa, D grubunda 9,339±2,005 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p<0.05)(Tablo 4.14)

OF asit ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için C grubunda 13,166±3,602 MPa, D grubunda 13,342±1,826 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.(p<0.05)(Tablo 4.14)

Kumlama yapılan örneklere yapıştırılan seramik braketler için C grubunda 21,181±8,401 MPa, D grubunda 20,371±4,212 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.($p<0.05$)(Tablo 4.14)

Lazer ile pürüzlendirilen örneklere yapıştırılan seramik braketler için C grubunda 22,109±8,165 MPa, D grubunda 17,369±3,528 MPa bağlanma kuvveti elde edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. ($p<0.05$)(Tablo 4.14)

4.2 ARI Skorlarının Değerlendirilmesi

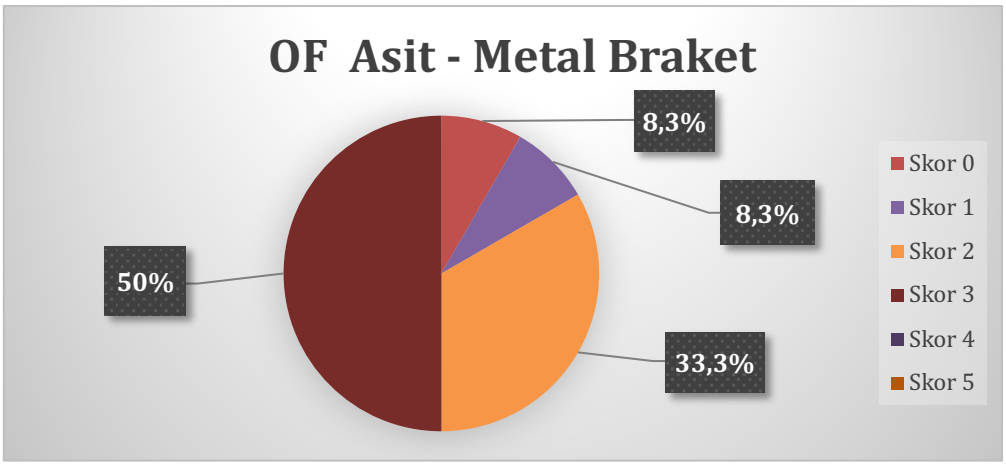
4.2.1 Deney Grubundaki Örneklerin ARI Skorlarına Göre Sayısal ve Yüzdesel Olarak Değerlendirilmesi

Çalışmamızda makaslama testlerinden sonra örnekler ışık mikroskobu altında x20 büyütme ile örneklerin yüzeylerinde kalan yapıştırıcı artıkları incelenmiştir. Bishara ve Truelove tarafından 1990 yılında yapılan modifiye ARI indeksine göre değerlendirme yapılmıştır.[91]

4.2.1.1 A Grubundaki Kompozit Örneklerin ARI Skorlarına Göre Sayısal ve Yüzdesel Olarak Değerlendirilmesi

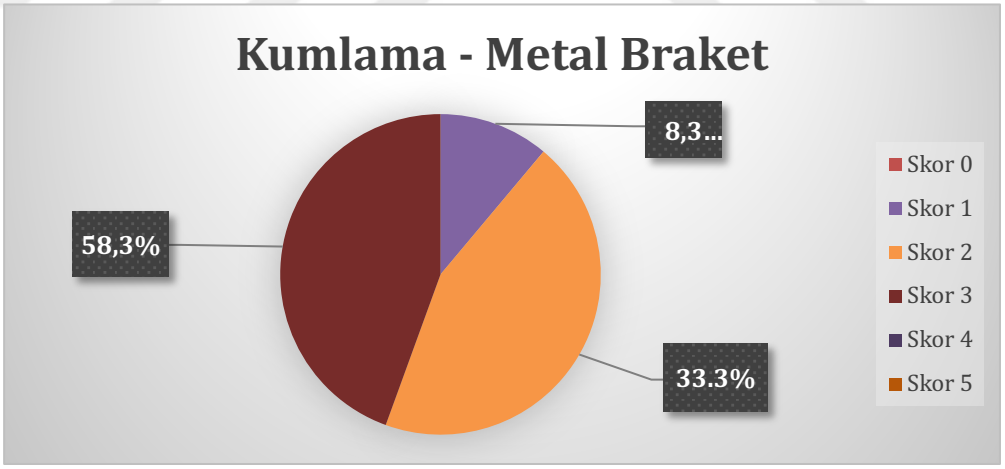
Bu gruptaki kompozit örnekler herhangi bir şekilde yaşlandırma siklusuna sokulmamıştır. Örnek yüzeyleri OF asit, kumlama ve lazer uygulamaları ile pürüzlendirilmiş ve sonrasında yüzeylere metal ve seramik braketler yapıştırılmıştır.

Metal braketlerin %37'lik OF asit ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %8,3'ünde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %33,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %50'sinde de tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.1) Bu alt gruptaki örneklerde skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.1: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

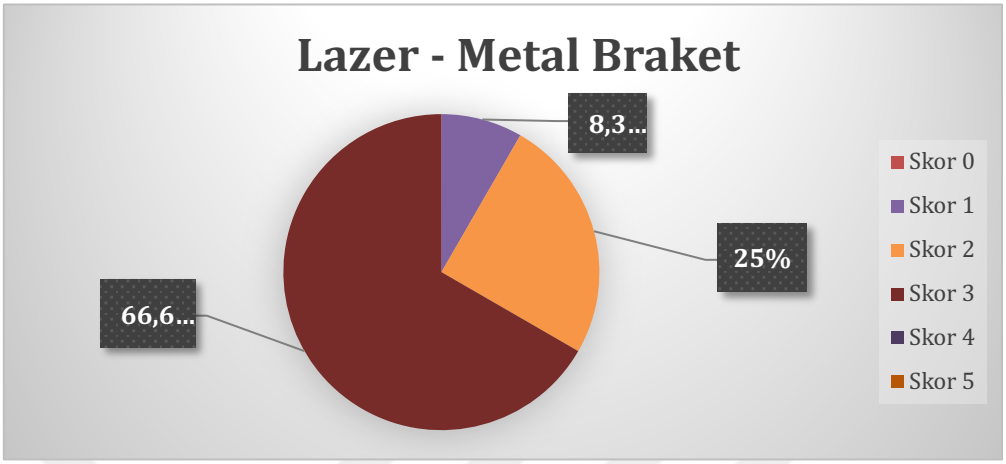
Metal braketlerin Al_2O_3 ile kumlama yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %33,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %58,3'ünde ise tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.2) Bu alt gruptaki örneklerde skor 0, skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.2: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

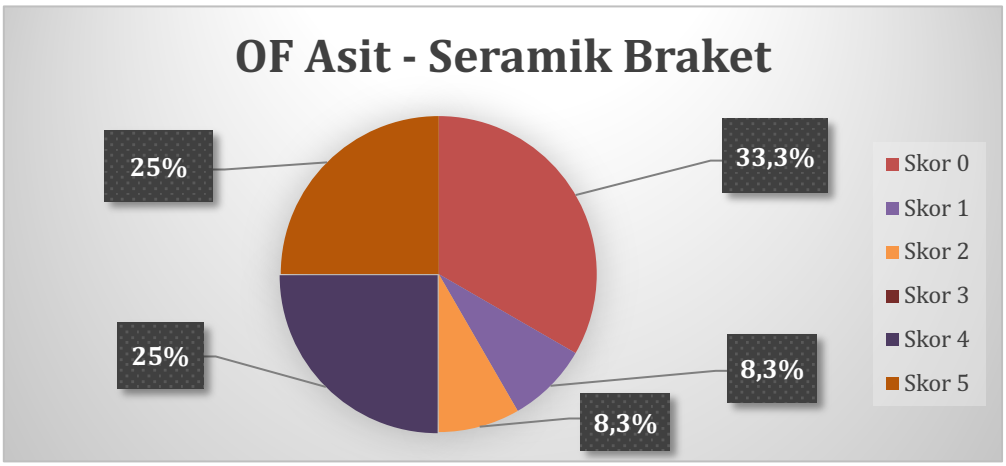
Metal braketlerin Er:YAG lazer yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %25'inde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %66,6'sında ise tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının

izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.3) Bu alt gruptaki örneklerde skor 0, skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.3: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

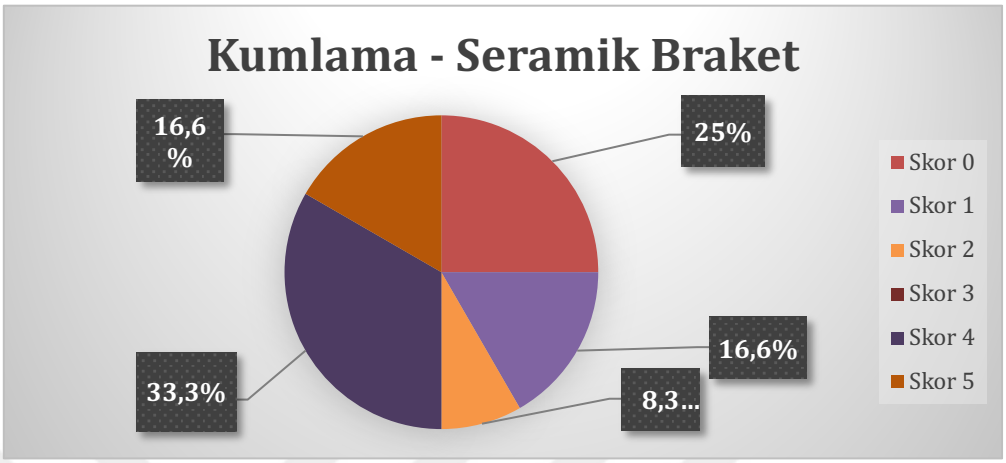
Seramik braketlerin %37'lik OF asit ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %33,3'ünde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %25'inde kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4), %25'inde braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.4) Bu alt gruptaki örneklerde skor 3'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.4: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

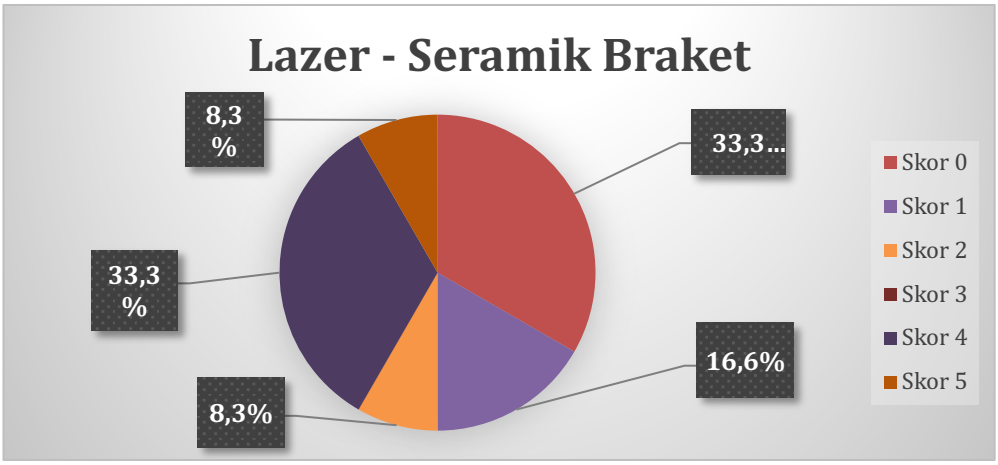
Seramik braketlerin Al_2O_3 ile kumlama yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %25'inde mine yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru

1), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2), %33,3'ünde kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4) ve %16,6'sında braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.5) Bu alt gruptaki örneklerde skor 3'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.5: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

Seramik braketlerin Er:YAG lazer uygulaması ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %33,3 ünde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2), %33,3'ünde kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4) ve %8,3'ünde braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.6) Bu alt gruptaki örneklerde ve skor 3'e rastlanmamıştır.

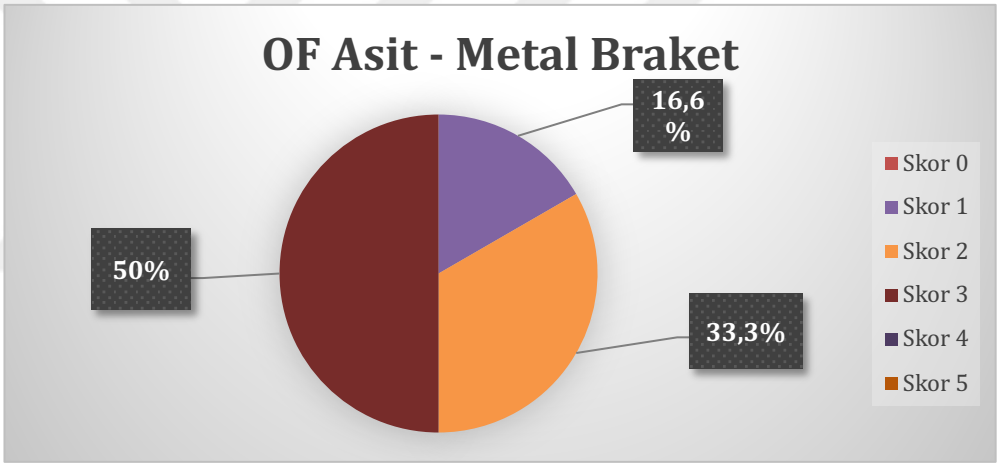


Şekil 4.6: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

4.2.1.2 B Grubundaki Kompozit Örneklerin ARI Skorlarına Göre Sayısal ve Yüzdesel Olarak Değerlendirilmesi

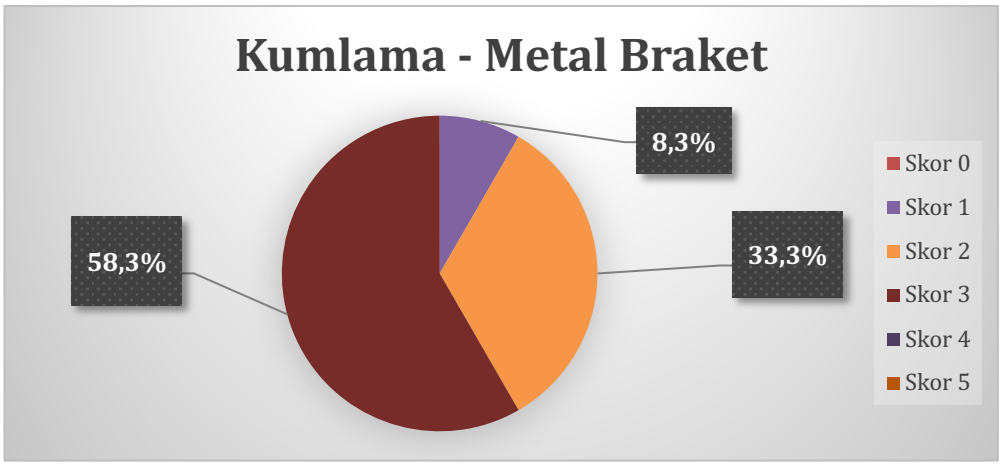
Bu gruptaki kompozit örnekler braketlerin yapıştırılmadan önce 10.000 termalsiklus ile yaşlandırmaya tabii tutulmuştur. Örnek yüzeyleri OF asit, kumlama ve lazer uygulamaları ile pürüzlendirilmiş ve sonrasında yüzeylere metal ve seramik braketler yapıştırılmıştır.

Metal braketlerin %37'lik OF asit ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %33,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %50'sinde de tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.7) Bu alt gruptaki örneklerde skor 0, skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



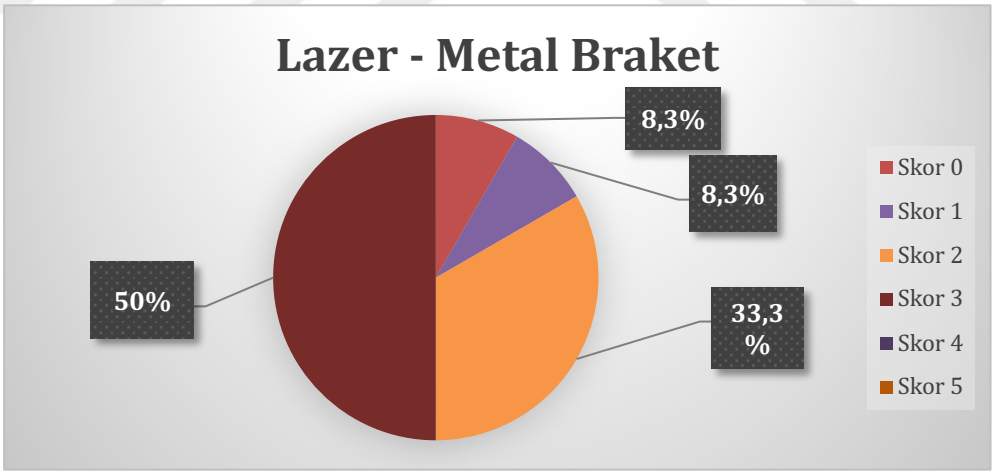
Şekil 4.7: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

Metal braketlerin Al_2O_3 ile kumlama yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %33,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %58,3'ünde ise tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.8) Bu alt gruptaki örneklerde skor 0, skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.8: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

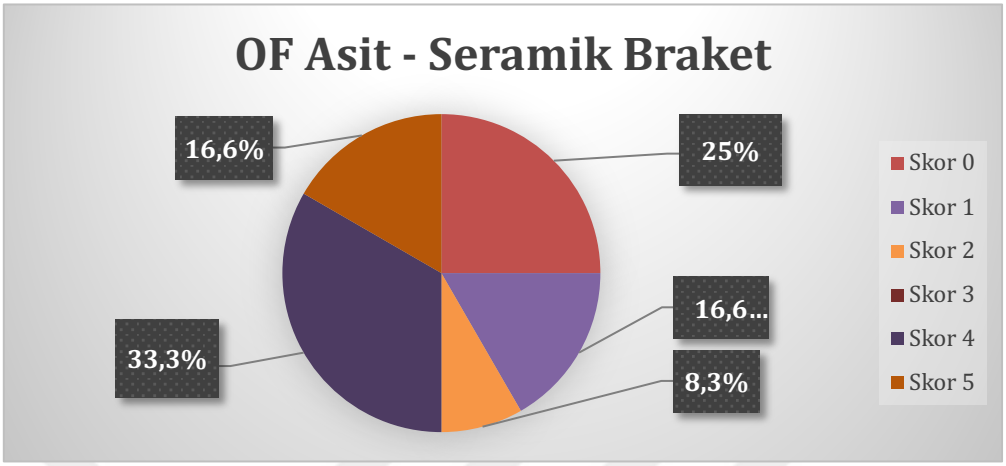
Metal braketlerin Er:YAG lazer yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %8,3'ünde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0) %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %33,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %66,6'sında ise tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.9) Bu alt gruptaki örneklerde skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.9: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

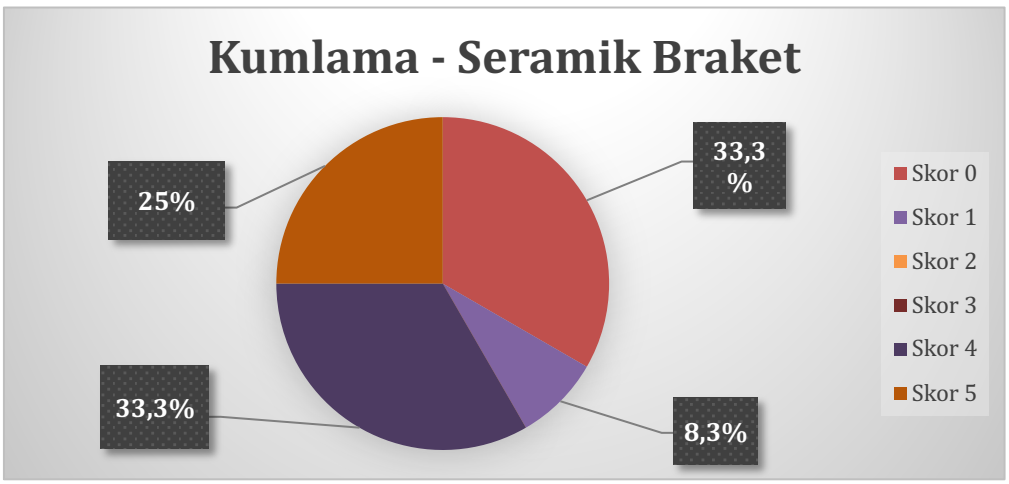
Seramik braketlerin %37'lik OF ortofosforik asit ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %25'inde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve

%25'inde kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4), %25'inde braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.10) Bu alt gruptaki örneklerde skor 3'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.10: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

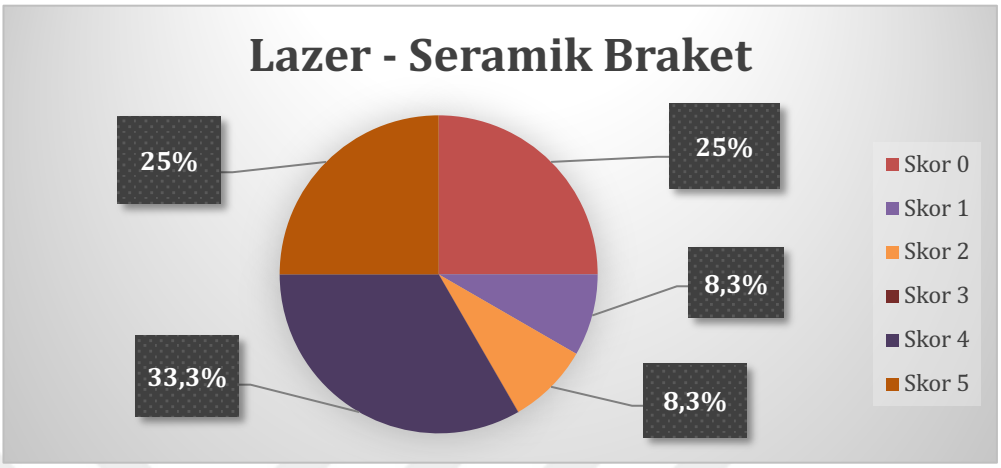
Seramik braketlerin Al_2O_3 ile kumlama yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %25'inde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2), %33,3'ünde kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4) ve %16,6'sında braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.11) Bu alt gruptaki örneklerde skor 3'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.11: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

Seramik braketlerin Er:YAG lazer uygulaması ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %25'inde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1),

%8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2), %33,3'ünde kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4) ve %25'inde braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.12) Bu alt gruptaki örneklerde skor 3'e rastlanmamıştır.

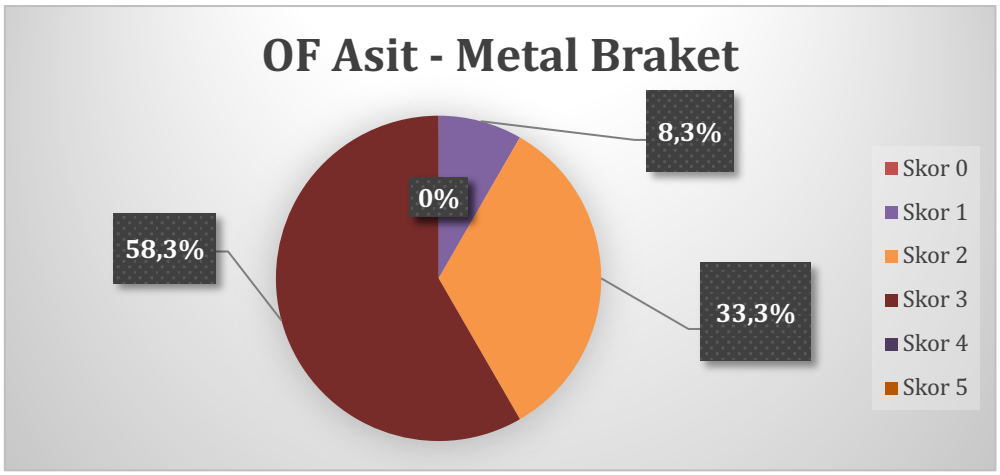


Şekil 4.12: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

4.2.1.3 C Grubundaki Kompozit Örneklerin ARI Skorlarına Göre Sayısal ve Yüzdesel Olarak Değerlendirilmesi

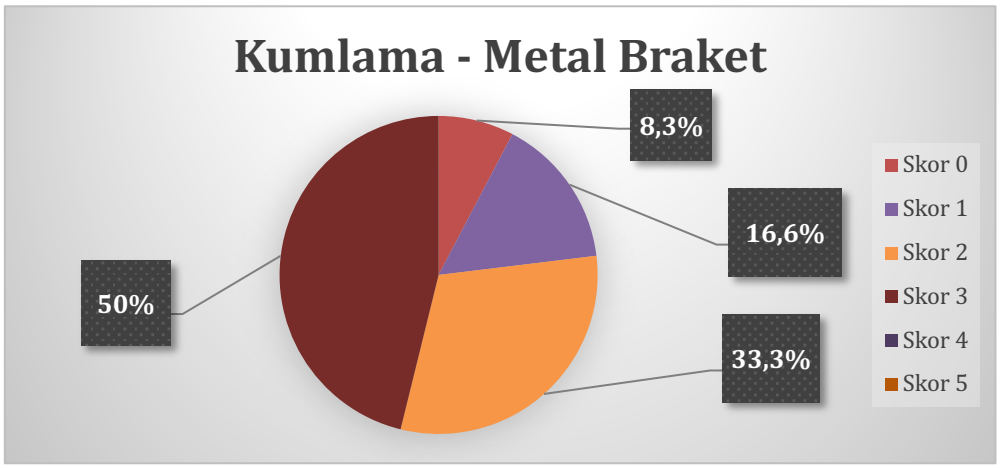
Bu gruptaki kompozit örnekler braketlerin yapıştırılmadan önce ve sonra 10.000 termalsiklus ile yaşlandırmaya yapılmıştır. Örnek yüzeyleri OF asit, kumlama ve lazer uygulamaları ile pürüzlendirilmiş ve sonrasında yüzeylere metal ve seramik braketler yapıştırılmıştır.

Metal braketlerin %37'lik OF asit ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %33,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %58,3'ünde de tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.13) Bu alt gruptaki örneklerde skor 0, skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.13: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

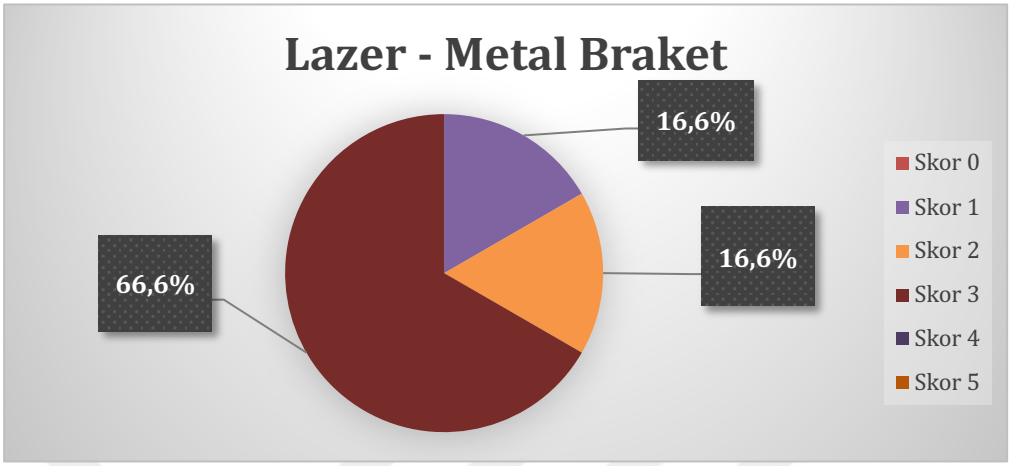
Metal braketlerin Al_2O_3 ile kumlama yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %8,3'ünde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %33,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %50'sinde ise tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.14) Bu alt gruptaki örneklerde skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.14: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

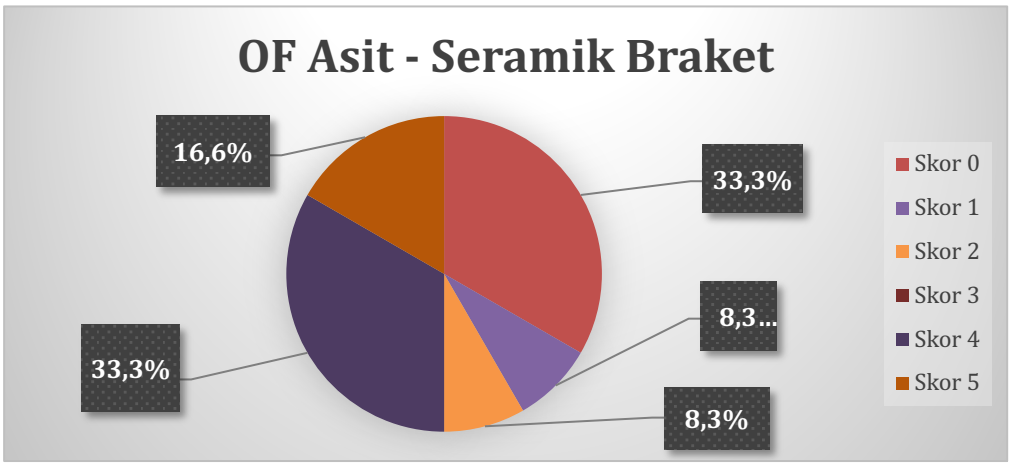
Metal braketlerin Er:YAG lazer yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %66,6'sında ise tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının

izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.15) Bu alt gruptaki örneklerde skor 0, skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.15: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

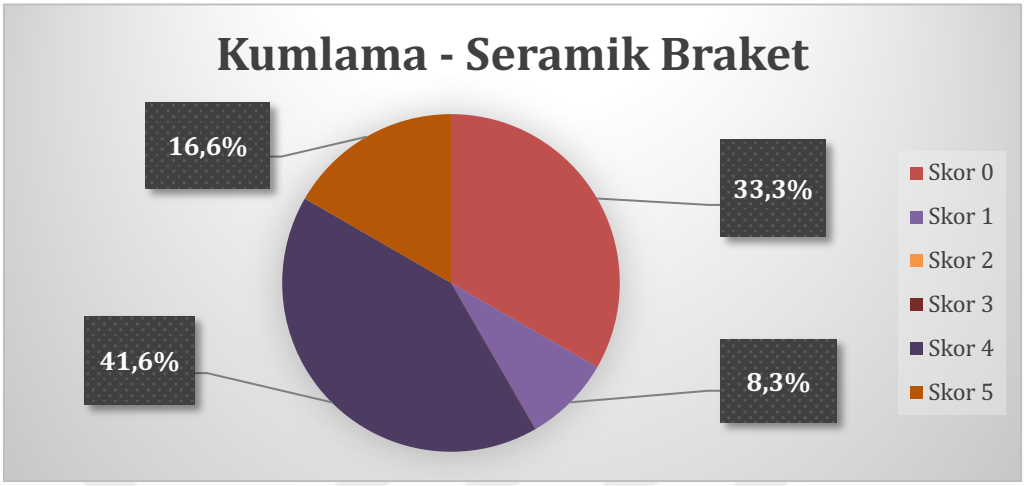
Seramik braketlerin %37'lik OF asit ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %25'inde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %33,3'ünde kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4), %16,6'sında braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.16) Bu alt gruptaki örneklerde skor 3'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.16: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

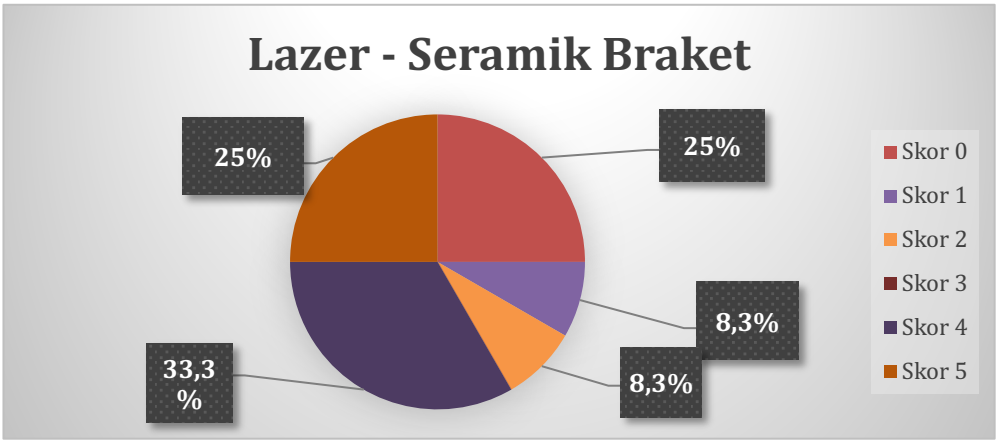
Seramik braketlerin Al_2O_3 ile kumlama yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %33,3'ünde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1),

%41,6'sında kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4) ve %16,6'sında braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.17) Bu alt gruptaki örneklerde skor 3'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.17: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

Seramik braketlerin Er:YAG lazer uygulaması ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %25'inde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2), %33,3'ünde kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4) ve %25'inde braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.18) Bu alt gruptaki örneklerde skor 3'e rastlanmamıştır.

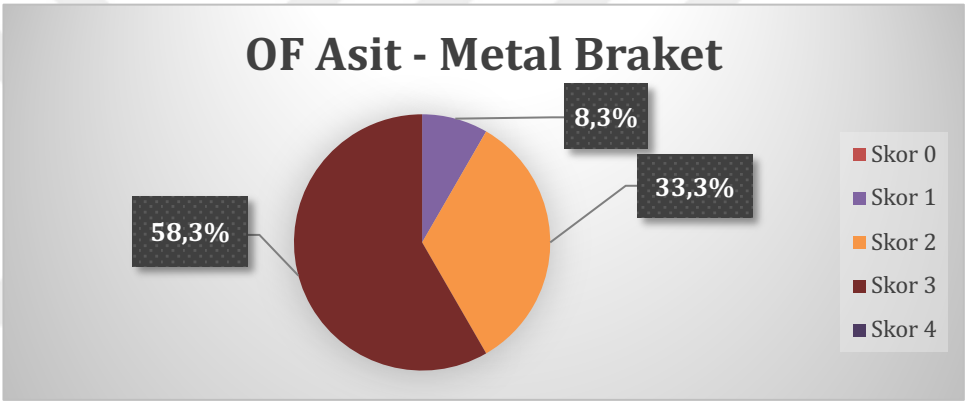


Şekil 4.18: Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

4.2.1.4 D Grubundaki Kompozit Örneklerin ARI Skorlarına Göre Sayısal ve Yüzdesel Olarak Değerlendirilmesi

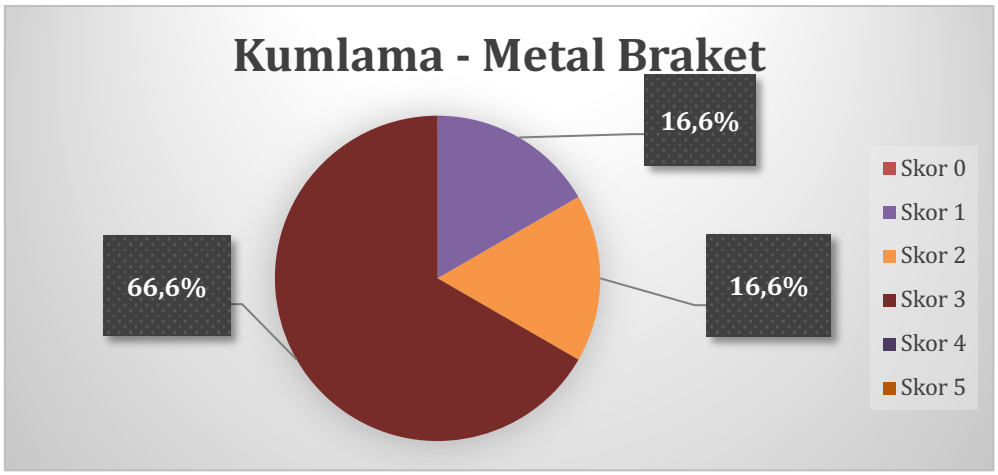
Bu gruptaki kompozit örnek yüzeyleri OF asit, kumlama ve lazer uygulamaları ile pürüzlendirilmiş ve sonrasında yüzeylere metal ve seramik braketler yapıştırılmıştır. Daha sonrasında 10.000 termalsiklus ile yaşlandırma uygulaması yapılmıştır.

Metal braketlerin %37'lik OF asit ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %33,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %58,3'ünde de tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.19) Bu alt gruptaki örneklerde skor 0, skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



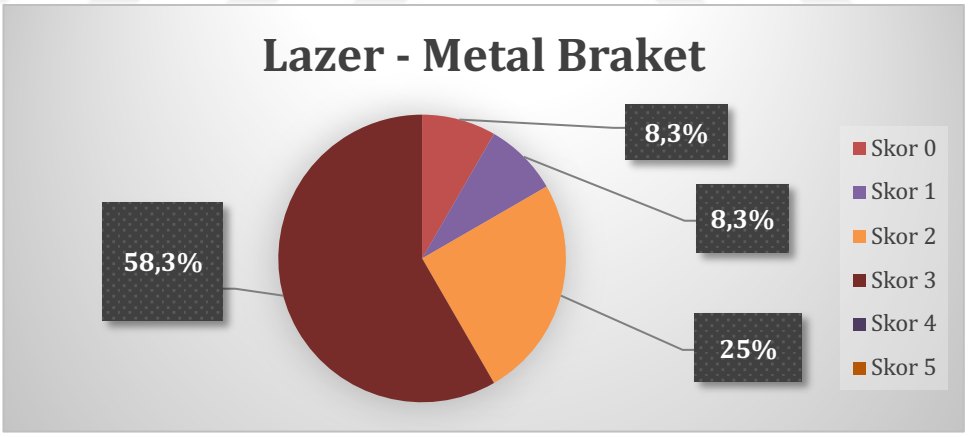
Şekil 4.19: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

Metal braketlerin Al_2O_3 ile kumlama yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %66,6'sında ise tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.20) Bu alt gruptaki örneklerde skor 0, skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



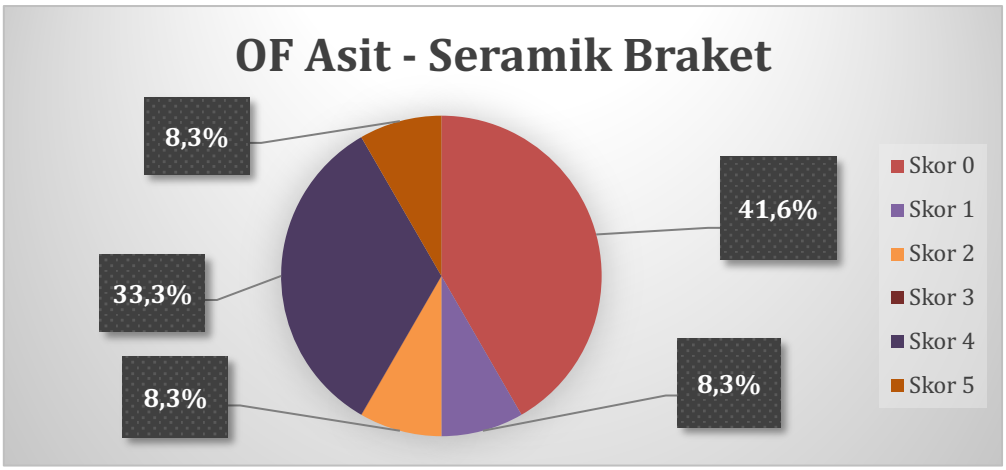
Şekil 4.20: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

Metal braketlerin Er:YAG lazer yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %8,3'ünde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %25'inde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %58,3'ünde ise tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir.(Şekil 4.21) Bu alt gruptaki örneklerde skor 4 ve skor 5'e rastlanmamıştır.



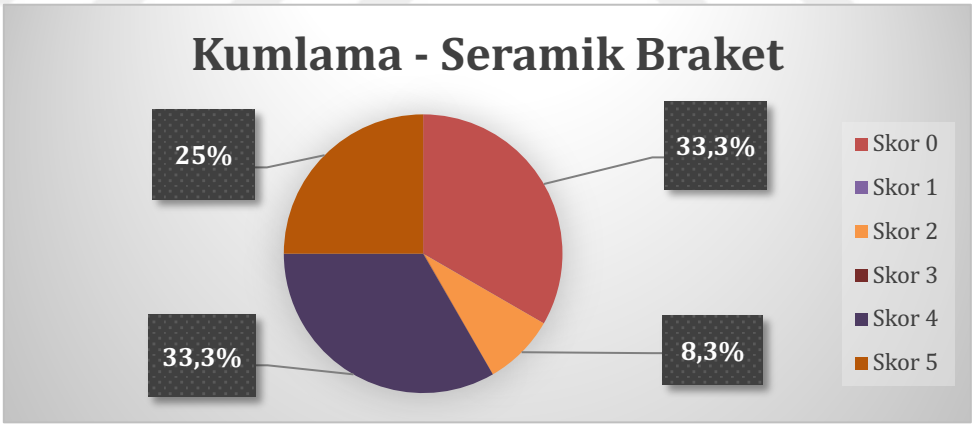
Şekil 4.21:Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

Seramik braketlerin %37'lik OF asit ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %41'6'sında örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve %33,3'ünde kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4), %16,6'sında braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.22) Bu alt gruptaki örneklerde skor 3'e rastlanmamıştır.



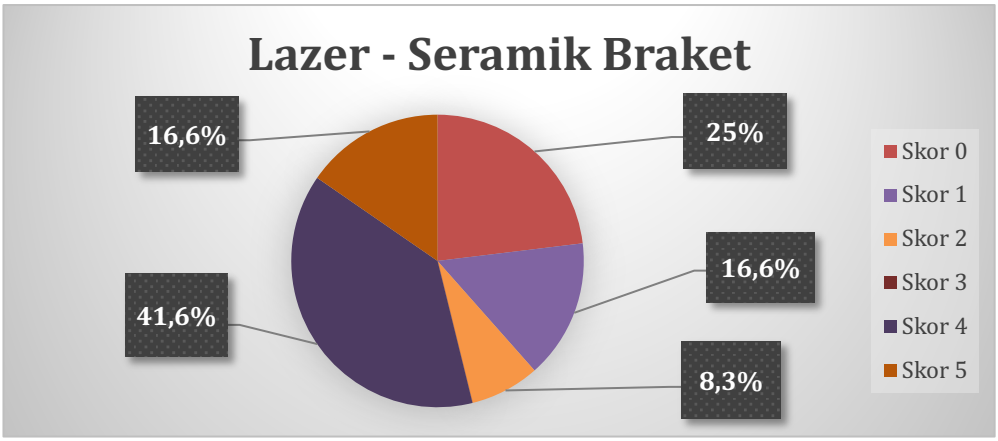
Şekil 4.22: OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

Seramik braketlerin Al_2O_3 ile kumlama yapılarak pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %33,3'ünde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2), %33,3'ünde kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4) ve %25'inde braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.23) Bu alt gruptaki örneklerde skor 1 ve skor 4'e rastlanmamıştır.



Şekil 4.23: Kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

Seramik braketlerin Er:YAG lazer uygulaması ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırıldığı gruptaki örneklerin %25'inde örnek yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmadığı (ARI skoru 0), %16,6'sında örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1), %8,3'ünde örnek yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2), %41,6'sında kompozit örneklerde kırık(ARI skoru 4) ve %16,6'sında braket kırığı (ARI skoru 5) gözlenmiştir.(Şekil 4.24) Bu alt gruptaki örneklerde skor 3'e rastlanmamıştır.

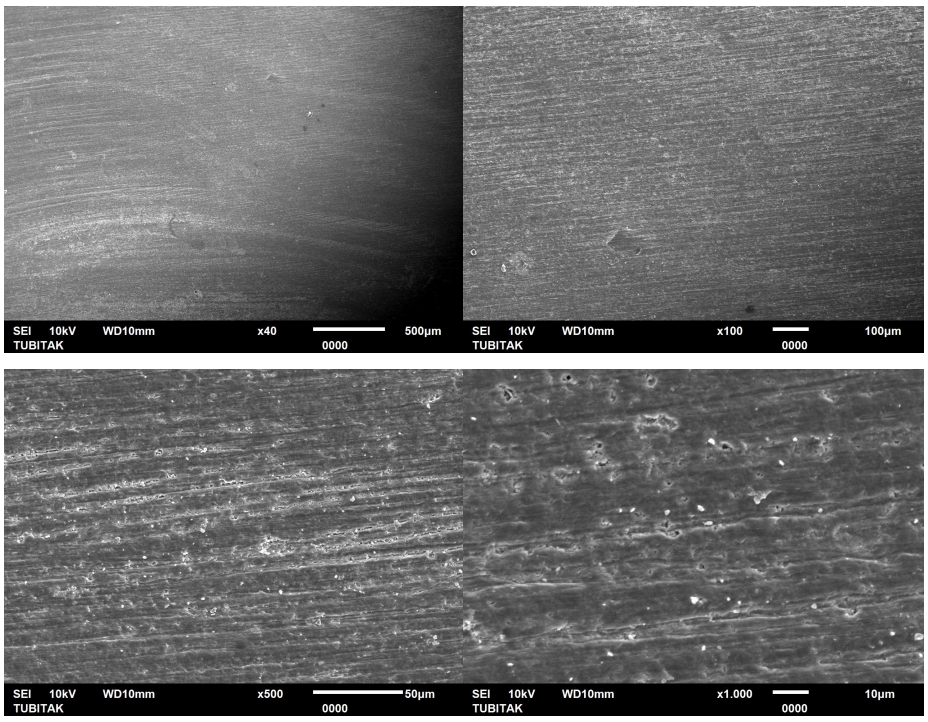


Şekil 4.24:Lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin ARI skorlarının değerlendirilmesi

4.3 Kompozit Örneklerin Yüzey Yapılarının TEM ile Değerlendirilmesi

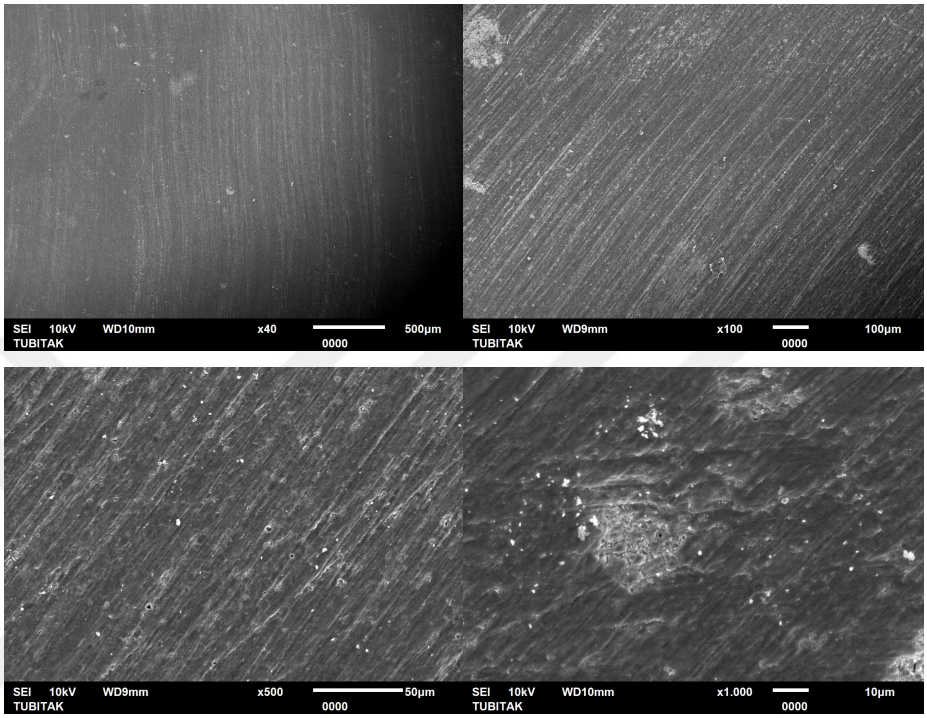
Çalışmamızda kompozit örneklere uygulanan pürüzlendirme yöntemlerinin etkilerinin değerlendirilmesi amacıyla her gruptan yeni ve yaşlandırılmış kompozit örnekler seçilerek TEM görüntüleri elde edilmiş ve incelenmiştir.

Hiçbir yaşlandırma prosedürü uygulanmayan örneklerin x40, x100, x500 ve x1000 büyütme altında incelenmesi sonucunda yüzeyde çeşitli derinliklerde düzenli mikropöröz alanlar gözükmektedir. (Sekil 4.25)



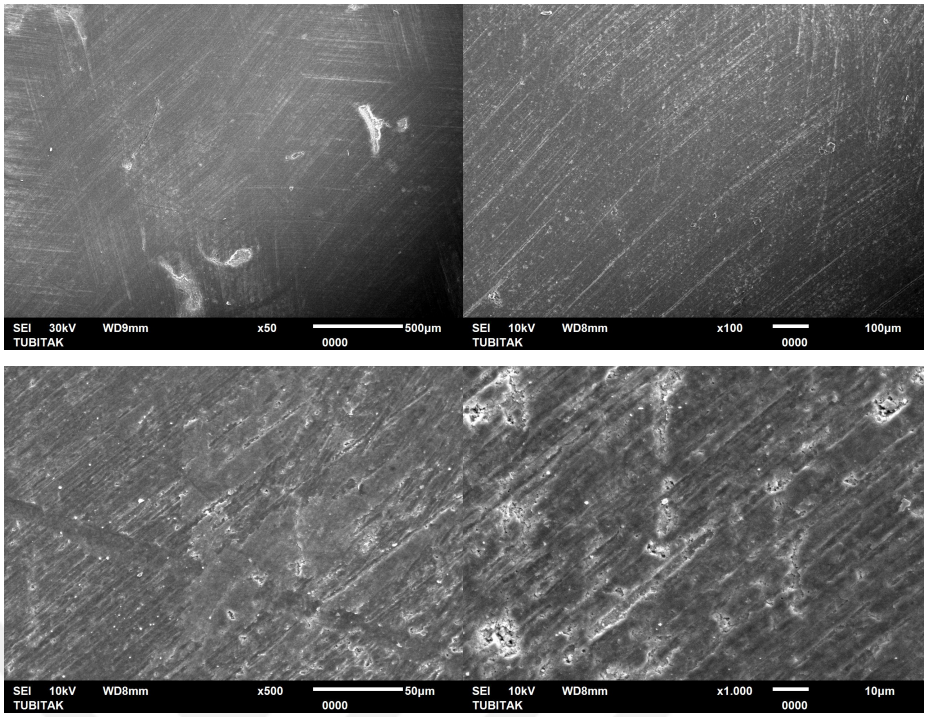
Şekil 4.25: Hiç bir yaşlandırma uygulaması yapılmamış yeni kompozit örnekler

1 yıllık yaşlandırma için 10.000 termalsiklus uygulaması yapılmış örneklerin x40, x100, x500 ve x1000 büyütme altında incelenmesi sonucunda oluşan mikropöröz alanlar hiçbir yaşlandırma uygulaması yapılmamış gruba göre daha fazla ve düzensiz olarak gözlenmektedir. (Şekil 4.26)

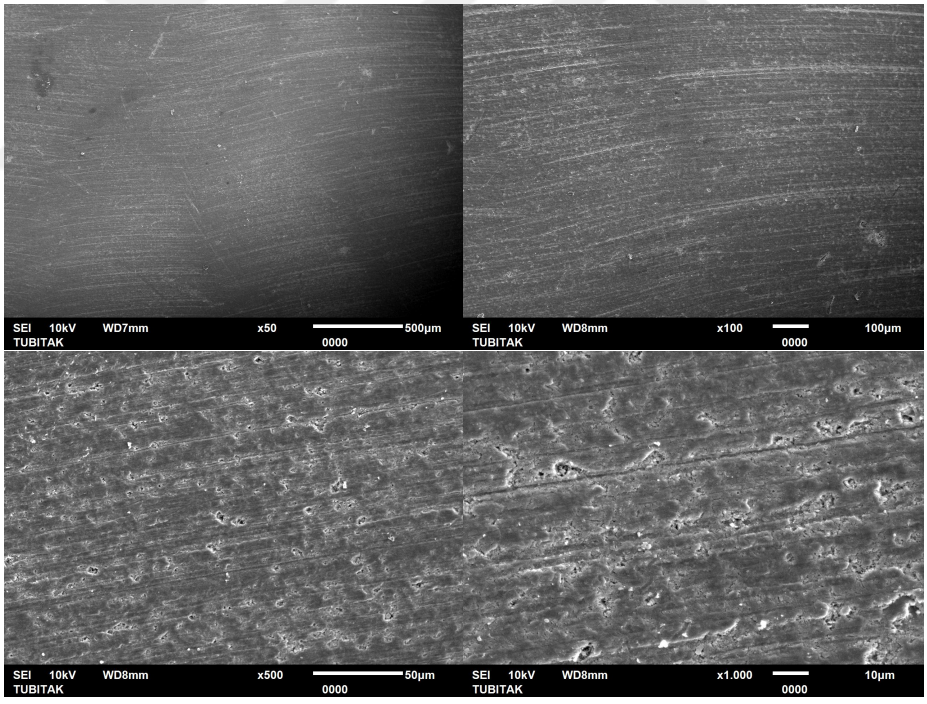


Şekil 4.26: 1 yıllık yaşlandırmaya denk gelen 10.000 termalsiklus uygulaması yapılan kompozit örnekler

%37'lik OF asit, Al_2O_3 ile kumlama ve lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerin TEM ile x40, x100, x500 ve x1000 büyütme altında incelenmesi Şekil 3'de gösterilmiştir. Ortofosforik asit ile pürüzlendirilen yeni ve yaşlandırılmış kompozitler diğer gruplara göre daha düzenli yüzeyler gözlenmiştir. (Şekil 4.27 ve Şekil 4.28)

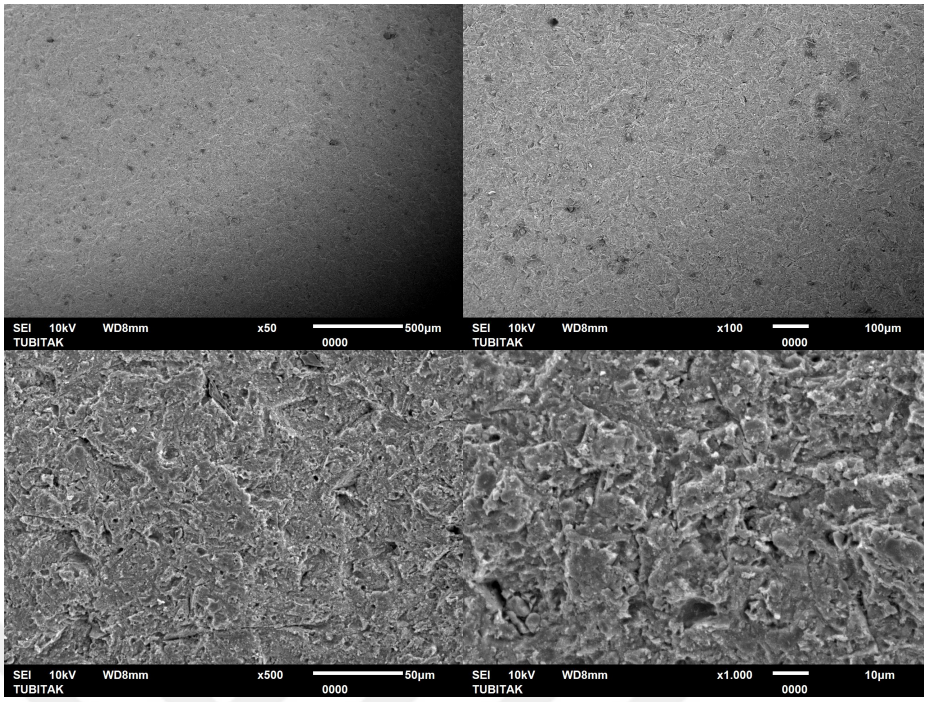


Şekil 4.27: OF asit ile pürüzlendirilmiş yeni kompozit yüzeyler

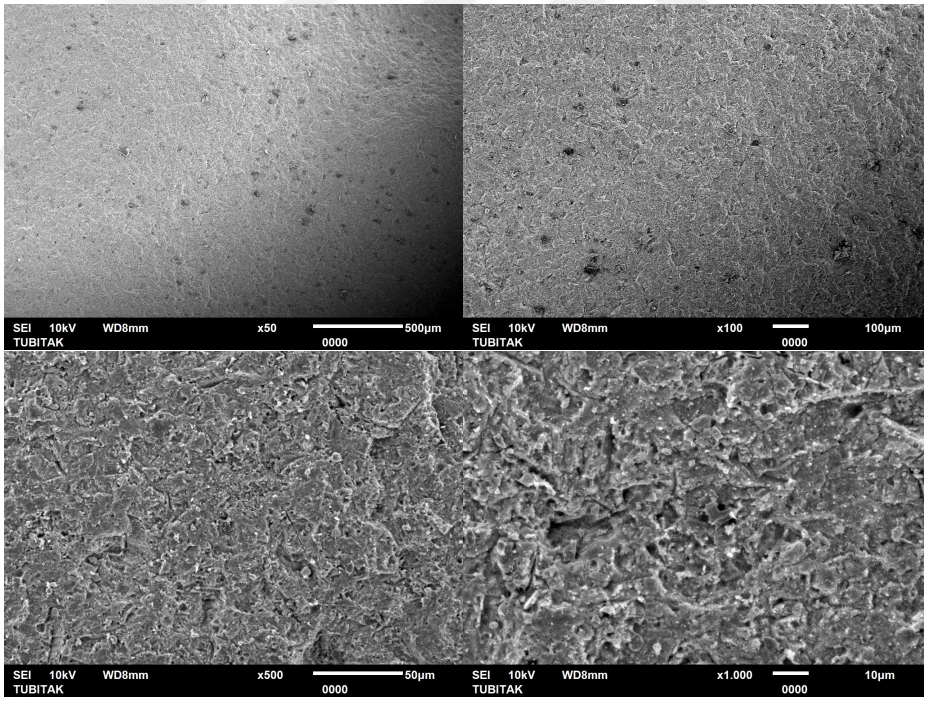


Şekil 4.28: 10.000 termalsiklus ile yaşlandırılan ve OF asit ile pürüzlendirilen kompozit yüzeyler

Al_2O_3 kumlama ile pürüzlendirilen yüzeylerde, OF asit ile pürüzlendirilen yüzeylere göre daha fazla madde kaybı ve daha derin mikropöroz alanlar gözlenmiştir. (Şekil 4.29 ve Şekil 4.30)

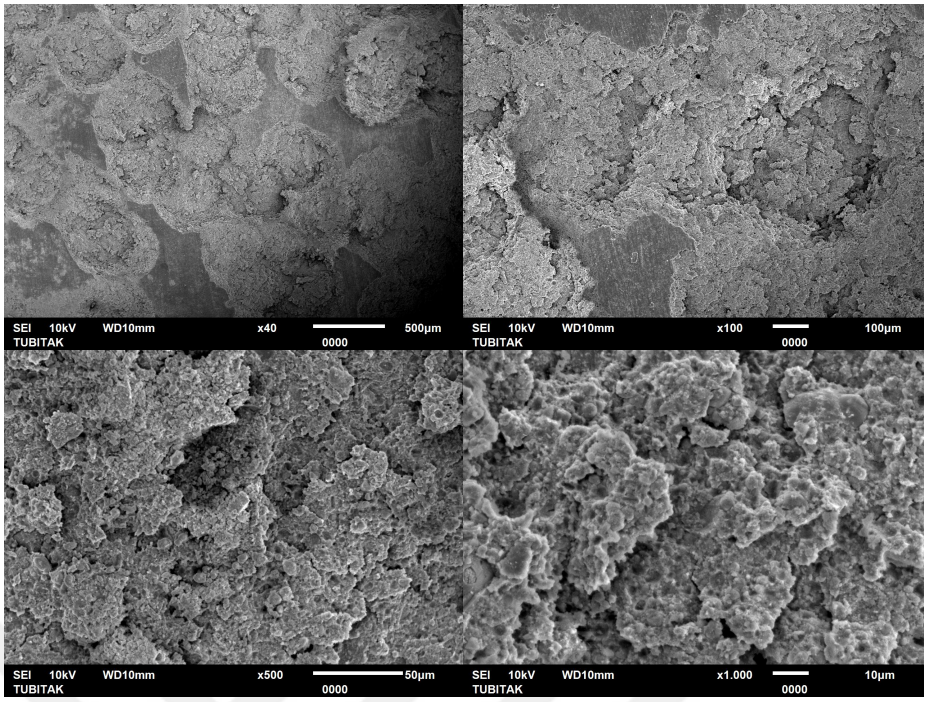


Şekil 4.29: Al_2O_3 kumlama ile pürüzlendirilen yeni kompozit yüzeyler

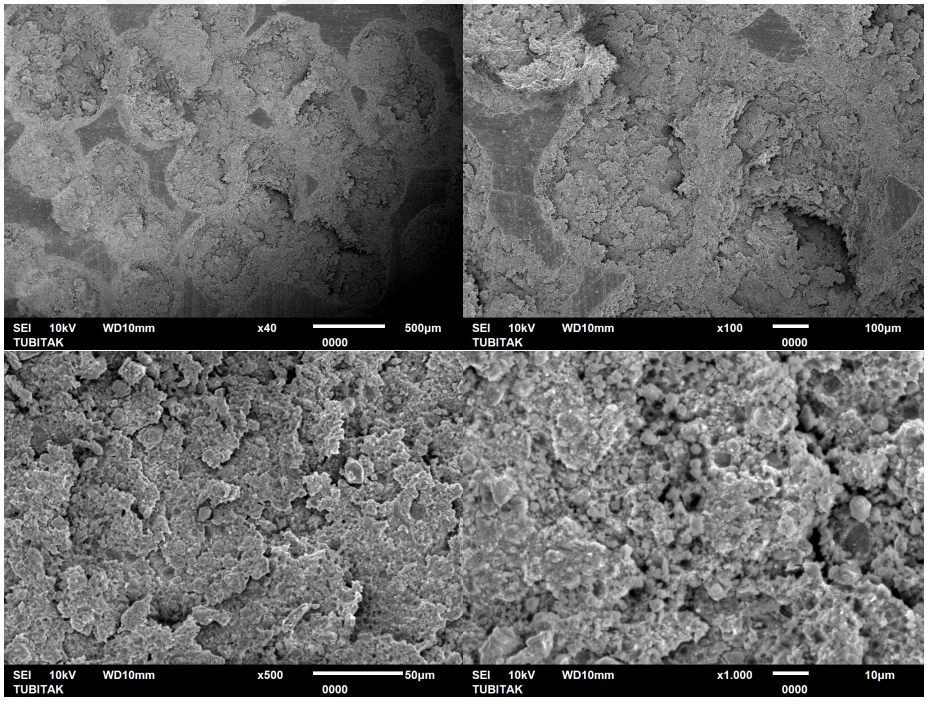


Şekil 4.30: 10.000 termalsiklus ile yaşlandırılan ve kumlama ile pürüzlendirilen kompozit yüzeyler

Er:YAG lazer uygulaması ile pürüzlendirilen yüzeylerde diğer tüm gruplara göre daha düzensiz mikropöroz alanlar ve daha fazla madde kaybı gözlenmiştir. (Şekil 4.31 ve Şekil 4.32)



Şekil 4.31: Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen yeni kompozit yüzeyler



Şekil 4.32: 10.000 termalsiklus ile yaşlandırılan ve Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen kompozit yüzeyler

5 TARTIŞMA

5.1 Amacın ve Yöntemin Tartışılması

Ortodontik tedaviye olan ilgi gelişen teknolojiyle birlikte artmakta ve erişkin hastaların kliniğe başvuru sayısı artmaktadır. 1970'li yıllarda erişkin hastaların kliniğe başvuran hastalar içindeki oranı %3'ken, 1990'lı yıllarda bu oran %25'e kadar çıkmıştır.[2] Erişkin hasta sayısındaki artış hastaların dişlerinde çeşitli restorasyonların görülme ihtimalini arttırırken, özellikle de braketlerin yapıştırıldığı vestibül diş yüzeylerinde sıklıkla kompozit restorasyonlara rastlanılmaktadır.

Kompozit rezinlerdeki doldurucular materyalin estetik ve mekanik özelliklerini geliştirmek için, makro veya mikro partiküllerden nanopartiküllere değiştirilmiştir.[223] Çoğu nanohibrit rezin kompozit geleneksel doldurucu partiküllerin yanı sıra, çoğu nanohibrit rezin kompozit, küçük konsantrasyonlarda daha çok doldurucu partikül içeren, mekanik özellikleri geliştiren ve daha iyi cilalanabilen yüzeyler sağlayan nano doldurucular içerir.[224] Nano kompozitler; hibrit ve mikrohibrit kompozitlere benzer fiziksel özellik ve aşınma direnci gösterirken, mikrofil kompozitler gibi yüksek translüsens ve pürüzsüzlük de sergilerler. Bundan dolayı, güncel literatürde dayanıklılık ve estetik özellikleri nedeniyle, hem anterior hem posterior restorasyonlarda nano kompozitler sıklıkla kullanılmaktadır.[225,226]

Nanofil özellikteki kompozitlerin nanohibrit kompozitlere kıyasla daha az pürüzlülük değerleri göstererek polisaj ve bitim işlemleri açısından hasta/hekim açısından tatmin edici sonuçlar verebileceği görülmüştür. Bununla birlikte yüzey sertliği testinin sonuçları da nanofil kompozitlerin klinikte hem anterior hem de posterior bölgelerde kullanılabileceğini göstermektedir.[227]

Bouschicher ve ark.'ın 2004 yılında yaptıkları çalışmaya göre nanofil kompozitler mikrohibrit ve nanohibrit kompozitlere göre, partikül içeriklerinden dolayı viskoziteyi azaltmakta ve yüzey sertliğini arttırmaktadır.[228]

Nanofil, mikrohibrit ve mikrofil kompozitlerin değerlendirilmesi üzerine yapılan ve su emilimini inceleyen bir çalışmaya göre, 7, 14, 28 ve 168.günlerde kompozitler incelenmiştir. Su emilimin fazla olması dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin bozulması üzerinde önemli bir etkisi olduğunu ve en az bozulmanın nanofil kompozitlerde olduğu gözlenmiştir.[229,230]

Bu çalışmaların ışığında çalışmamızda braketlerin yapıştırılacağı yüzeyleri taklit etmek için oluşturulan kompozit örnekler güncel olarak sıklıkla kullanılan nanofil kompozitler olmuştur.

Bonetti ve ark'ın 2011 yılında metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri bağlanma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmada gruplar arasında istatistiksel bir fark gözlenmemiştir.[231] 2018 yılında Abd ve Al-Khatieeb'in yaptığı in-vitro çalışmada metal braketlerin sıyırma dirençleri ölçülmüş ve gruplar arasında anlamlı bir fark bulgulanmamıştır.[232] Knox ve ark. yaptıkları çalışmada farklı taban yapısına sahip metal braketleri karşılaştırmışlar ve 80 gauge mesh bazlı braketlerin yeterli tutuculuk oluşturduğunu bildirmişlerdir.[233] Metal enjeksiyon kalıplama (MIM) yöntemi ile üretilen braketlerin tutuculukların daha iyi olduğunu gösteren çalışmalarda mevcuttur.[72,234]

Theodorakopoulou ve ark.'ın 2004 yılında, Liu ve ark.'ı ise 2005 yılında yaptıkları çalışmalarda, polikristalin seramik ve monokristalin seramik braketlerin kesme dirençlerinin arasında anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir.[235,84] Literatür çalışmalarında hem polikristalin hem de monokristalin seramik braketlerin söküm tekniği ile birlikte mine hasarı oluşturmadığı ile ilgili çalışmalar olmakla birlikte; söküm aşamasında, monokristalin braketlerin polikristalin braketlere göre mineye daha fazla zarar verdiğini belirten çalışmalar da mevcuttur.[235,236]

2012 yılında Mirzakouchaki ve ark. metal ve seramik (Roth 022, Allure III, GAC braketler üzerine yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre metal braketlerin yapışma dayanımlarını seramik braketlere göre daha yüksek bulmuşlardır.[237] Liu ve ark. seramik braketler ve geleneksel metal braketleri karşılaştırmış ve gruplar arasında yapışma dayanımlarında anlamlı bir fark gözlenmemiştir.[78] Bishara ve ark. ve 2013 yılında Reddy ve ark. yaptıkları in vitro çalışmalarda metal braketler ile seramik braketleri karşılaştırmış ve metal braketlerin daha düşük bağlanma dayanımlarına sahip olduğunu bildirmişlerdir.[238,243]

Çalışmamızda daha iyi tutuculuk sağladığı düşünülen ve MIM yöntemi ile üretilmiş metal üst santral braketleri (Ortho Technology, 0.018"x0.022" slot, Opal Orthodontics, South Jordan, Utah, USA) ve 2100 °C dereceden yavaş yavaş soğutularak üretilen, hem braketlerin kırılması açısından, hem de yüzeyden sökülme sırasında yüzeye verebilecekleri zararın az olmasından dolayı monokristalin yapıdaki seramik üst santral

braketleri(Ortho Technology, 0.018"x0.022" slot, PURE Sapphire Bracket System, Opal Orthodontics, South Jordan, Utah, USA) kullanılmıştır.

OF asit ile pürüzlendirme restoratif işlemlerde kavite kenarlarındaki mine veya dentine bağlanma kuvveti elde etmek için rutin olarak uygulanan bir işlemdir. Bununla birlikte bir çok araştırmacı OF asidin kompozit-kompozit bağlantısında sınırlı bir kuvvet oluşturduğunu bildirmişlerdir.[239–242] Birçok araştırmacı OF asit uygulamasının yüzey alanını arttırmasına rağmen bağlanma direnci için yetersiz olduğunu bildirmiştir.[243–246] Swift ve ark. 1992 ve 1994 yıllarında yaptıkları çalışmalarla OF asidin kompozit yüzey pürüzlendirmede yetersiz olduğunu bulgulamışlardır.[119,247]

Al_2O_3 ile kumlama yöntemi, kompozit rezin materyalinde adezyon ve ıslanabilirliği geliştirmesinin yanında mikro retansiyon alanları oluşturup bağlanma dayanıklılığını arttırmıştır.[240,245,248] Yapılan çalışmalarda en etkili pürüzlendirme parçacıklarının Al_2O_3 parçacıkları olduğu bulgulanmıştır. Aynı zamanda 50 μm Al_2O_3 parçacıkları yüzey pürüzlendirme için en etkili parçacık büyüklüğü olduğu gösterilmiştir.[119,249,250] Deniz ve ark.'ın yaptıkları bir çalışmaya göre kompozit yüzeye kumlama yapılan grupların bağlanma dayanımları, diş yüzeyine OF asit uygulanan yöntemle benzerlik gösterirken, OF asit uygulanan kompozit yüzeylere göre daha yüksek bulunmuştur.[251]

Erbiyum lazerler ile pürüzlendirme yüzey pürüzlendirme için kullanılan bir başka yöntemdir. Er:YAG lazerlerin yüzey üzerinde smear tabakası oluşturmadan pürüzlendirme yapabilmesinin diğer pürüzlendirme yöntemlerine göre daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturabileceğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır.[245,252] Bektaş ve ark.'a göre ise Er:YAG lazer (1.5 W, 10 Hz) ve frezle yapılan yüzey hazırlama işlemleri arasında bağlanma dayanıklılığı arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır.[252] Rossato ve ark. da elmas frez, kumlama ve farklı parametrelerle uygulanan (2 W, 3 W, 4 W ve 10 Hz) Er:YAG lazerle pürüzlendirme yapılan gruplar arasında benzer bağlanma dayanımları bulgulanmıştır.[253] Ahmadizenouz ve ark.'ın bağlanma dayanıklılığı üzerine frez, Er:YAG lazer (1,5 W, 25 Hz) ve kumlama yönteminin etkinliklerini karşılaştırmış ve yöntemler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.[254]

Kompozit yüzeylerin pürüzlendirilme teknikleri, kompozit yüzey ile yüzeye yapıştırılacak braketler için kullanılacak yapıştırıcıların bağlanma değerlerini önemli ölçüde etkilemektedir. Yüzey hazırlama yöntemleri ile kompozitler arasında mekanik bir

bağlanma hedeflenmekte ve yüzey tutuculuğunu arttırılmaktır. [248,255,256] Özellikle yaşlı kompozit yüzeylerinde pürüzlendirmenin bağlanma için kilit bir rol oluşturduğu bildirilmiştir.[255,257,258] Yüzey pürüzlendirmenin ortodontide kompozit yüzeye braket yapıştırma açısından önemi dikkate alınarak çalışmamızda yüzey pürüzlendirme önemli bir değişken haline gelmiştir. Yüzey pürüzlendirme için çok fazla yöntem olmasına rağmen hem dikkatli bir değerlendirme yapabilmek için hem de gruplar arasından anlamlı bir tartışma oluşturabilmek için çalışmamızda %37'lik OF asit, Er:YAG lazer ve Al_2O_3 ile kumlama kullanılmıştır.

Mine yüzeyinde değişimleri incelemek için Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) sıklıkla başvurulan bir yöntemdir.[77,78,259–261] Yüzey pürüzlülüğün incelenmesi için optik profilometrenin kullanıldığı çalışmalar da olmasına rağmen, optik profilometreyle birlikte sadece seçili bir küçük alan incelenebilmektedir.[262] Çalışmamızda diş üzerindeki restorasyonlu alanı taklit etmek için kompozit örnekler kullanılmış ve kompozit yüzeylerin pürüzlendirme sonrası değişimleri x40, x100, x500 ve x1000 büyütme ile TEM cihazı ile incelenmiştir.

In vitro çalışmalarda adeviz materyallerin performansının değerlendirilmesi ve ağız içi ortamı taklit etmek amacıyla örnekler kısa ya da uzun süreli olarak suda bekletilmekte ya da termalsiklus işlemine tabii tutulmaktadır.[26,263] Metal, seramik ve kompozit materyallerin farklı ısısal genleşme katsayıları olduğu için braketlerin kompozit yüzeye bağlanma değerlerinin incelenmesi için termalsiklus uygulamasının yapılması gereklidir.[150,264,265] Restorasyonlara ağız içi değişimlere uyumlu olan (5-55 °C) sıcaklıklara tabii tutmak adeziv materyallerde stres oluşturmaktadır.[26] Ağız içindeki restorasyonların kullanımıyla oluşabilecek değişiklikler, sıcak ve soğuk su döngüleriyle oluşan termalsiklus uygulamaları ile taklit edilmektedir.[266] Yapılan çalışmalar termalsiklus uygulamasının bağlanma dayanımı düşürdüğünü göstermiştir[150,267–269] Termalsiklusta bağlanma dayanımını sıcaklık, bekleme süresi ve döngü sayısı gibi değişkenler etkilemekte olup en önemli değişken döngü sayısıdır.[270] Magni ve ark. 2011 yılında, Kiomarsi ve ark. ise 2017 yaptıkları çalışmalarda 5000 termal döngünün kompozitin bağlanma dirençleri üzerine önemli bir etkisi olmadığını bulgulamışlardır.[271,272] Özcan ve ark. 2007 yılında, Rinastiti ve ark. 2011 yılında yaptıkları çalışmalarda ise 5000 termal döngünün kompozit yüzeye bağlanmada etkili olduğunu bildirmişlerdir.[245,273] ISO standartlarına göre 5 ve 55 °C sıcaklıklarındaki suda 500 siklus uygulaması yaşlandırma için uygun bir test biçimidir.[274] Gale ve Darwell'in

1999 yılında yaptıkları çalışmaya göre 10000 termalsiklüs döngüsü günde 20 ile 25 arası bir termal döngüye denk gelmekte ve yaklaşık 1 senelik ağız içi yaşlandırmayı oluşturmaktadır.[26]

Tez çalışmamızın en önemli amaçlarından biri kompozit yüzeye sahip dişlere yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımlarını değerlendirmektir. Ortodontik tedavi için kliniğe başvuran hastaların çeşitli kompozit restorasyonlara sahip olması ve bu restorasyonların ne zaman yapıldığı bilgisinin doktorlar tarafından bilinmeme ihtimali düşünülerek çalışmamızda kompozit örnekler yaşlandırılmıştır. Bununla birlikte kompozit restorasyon yüzeylerine yapıştırılan metal ya da seramik braketlerin ağız içerisinden belirli bir süre geçireceği ve sonrasından söküm işlemleri yapılacağı da düşünüldüğü için kompozit örnekler hem braketlerin yapıştırılmasından önce hem de braketler yapıştırıldıktan sonra yaşlandırılmıştır. Ortodontik tedavilerin ortalama süresi ve restorasyonların yapıldıktan sonra geçen sürenin etkilerini inceleyebilmek için çalışmamızda 1 yıllık ağız içi yaşlandırmaya denk gelen 10.000 termalsiklus döngüsü uygulanmıştır.

Yüzey materyali ve yapıştırılan ataşman arasındaki kopma direncini ölçmek için çekme ve sıyırma testleri kullanılmaktadır.[70,275,276] In vitro çalışmalarda sıklıkla Universal Instron test cihazı ile birlikte sıyırma kuvvetleri (SBS) kullanılmış olup SBS genellikle 1 milimetre/dakika olarak uygulanmıştır.[195,277–282] ISO standartlarına göre bağlanma dayanımları için cihazın hızı 0,45 mm/dk ile 1,05 mm/dk olarak oluşturulmuştur.[264] Klocke ve Kahl Nieke, farklı sıyırma hızlarının test sonuçlarını etkilemediğini savunurken, Bishara ve ark. hareket hızı azaldıkça bağlanma kuvvetinin arttığını savunmuşlardır.[283,284] Hem çekme hem de sıyırma kuvvetlerinin kullanıldığı çalışmalar da olmasına rağmen özellikle seramik braketlerin kullanıldığı çalışmalarda sıyırma testi uygulanmıştır.[260,285] Sıyırma testlerinde kuvvetin dengesiz gelmesi koheziv kırıklara sebep olabileceği için ideal bir kuvvet oluşturmak önemlidir. Bu ideal kuvveti oluşturmak için kuvvet yüzeye paralel olarak uygulanmalıdır.[285] Sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğun ölçülmesi için gereken kuvvet sıklıkla megapascal ya da newton cinsinden ölçülmüştür.[78,235,260,286–297]

Taranan literatürlerle birlikte hem metal braketler için hem de seramik braketler için bağlanma dayanımlarını ölçmede en ideal kuvvet sıyırma kuvveti olarak gözlenmiştir. Bununla birlikte önerilen hıza en yakın şekilde olması için çalışmamızda cihazın hızı 1 mm/dk'ya ayarlanmış ve kuvveti 500 N'luk bir dereceye ayarlanmıştır.

Braketlerin yüzeyden koparılması sonrası artık adeziv miktarının değerlendirilmesi, uygun adeziv seçimi ve adezivin yüzünden kaldırılması açısından önem taşımaktadır. Bu aynı zamanda braket kaidesi ile adeziv materyal ve adeziv materyal ile mine arasındaki mekanik ve kimyasal bağlantının incelenmesi açısından da önemlidir.[298,299] Braketlerin diş yüzeyine yapıştırıldıktan sonra sıyırma ya da çekme yoluyla koparılmasından sonra, koparılan yüzeyde meydana gelen değişiklikleri incelenmesi için sıklıkla Artun ve Bergland tarafından geliştirilen Adhesive Remnant Index(ARI) kullanılmaktadır.[195,288,290–293,296,297,300–307] Metal braketlere ek olarak seramik braketlerinde kullanıldığı çalışmalarda ise ARI skorlamasının modifikasyonu olan ve Bishara ve Truelove tarafından 1990 yılında yapılan modifiye ARI skorlaması kullanılmıştır.[91] Bu modifiye skorlamada braket kırığı ve mine yüzeyi kırığı olan yeni skorlar eklenmiştir.[78,235,236,260,287,308–313] Çalışmamızda metal ve seramik braketler kullanıldığı için ARI skorlaması olarak Bishara ve Truelove tarafından yapılan modifiye ARI skorlaması kullanılmıştır. Literatür çalışmalarına göre ARI skorlamaların incelenmesi için stereomikroskop kullanılmaktadır.[77,78,286,290,293,302,309,314–316] Çalışmamızda yüzeylerin incelenmesi ve ARI skorlarının en doğru şekilde tespit edilmesi için x20 büyütmede Işık Mikroskobu kullanılmıştır.

In-vitro çalışmalarda braketlerin tutuculuk kuvvetlerini ölçmekte kullanılan çekme ya da sıyırma testlerini uygulayabilmek ve standart bir şekilde test cihazına taşınabilmesi için özel bir sistem oluşturulmuş soğuk akrilik kullanılmaktadır.[236,260,281,287,288,290,291,296,297,302,311,313,317–320] Bazı çalışmacılar akriliğe alternatif olarak alçı, poliester rezin veya epoksi rezin içerisine gömüldüğü çalışmalar da mevcuttur.[321–324] Yapılan in-vitro çalışmamızda kompozit örnekler kimyasal polimerize akrilik bloklara gömülmüş, kompozit örneklere yapıştırılan braketlerin slotlarına tam uyumlu köşeli paslanmaz çelik tel yardımıyla braketlerin tork açıları sıfırlanmış ve bıçak sırtı bir aletle uygulanan kuvvet ile braketlerin taban kaidelerine dik bir açıyla gelmesine çalışılmıştır.

5.2 Bulguların Tartışılması

5.2.1 Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

A Grubu Bulgularının Tartışılması

Farzanegan ve ark.'ın 2013 yılında yaptıkları çalışmada kompozit yüzeylere hiç bir pürüzlendirme yöntemi uygulanmadan sadece bond sürülerek metal braketler

yapıştırmanın etkisini araştırmışlardır. Sadece bond sürülen ve %37'lik ortofosforik asit ile pürüzlendirme sonrası bond sürülen gruplar karşılaştırıldığında, yüzey pürüzlendirmesinin bağlanma dayanımına etkisi anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur.[325]

Kao ve ark.'ın 1995 yılında yaptıkları çalışmada kompozit laminate veneer yüzeylere kimyasal ve mekanik yapıştırıcıları kullanarak seramik braketlerin bağlanma dayanımlarını test etmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre yapıştırılan adezivin türünün bağlanma dayanımının değiştirmediği, %37'lik OF asit ile yüzey pürüzlendirmenin bağlanma dayanımına etkisi olduğu sonucu bulgulanmıştır.[326]

Kao ve ark.'ı ve Farzanegan ve ark.'ı OF asit ile yüzey pürüzlendirmenin etkili olduğunu savunmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise OF asit ile metal braketler için bir bağlanma kuvveti oluşmuş fakat bu kuvvet klinik için yeterli bulunmamış ve bu yetersiz bağlanma durumunun braket tiplerinden olduğunu düşünmekteyiz.

Özarslan ve ark.'ın 2018 yılında yaptıkları çalışma ile nanoseramik ve polimer seramik ağ yapılı kompozit yüzeyleri çeşitli kuvvetlerdeki Er:Cr:YSGG lazer, 50 μm Al_2O_3 kumlama ve HF asit ile pürüzlendirmişlerdir. Çalışmadaki örneklere herhangi bir aşamada yaşlandırma uygulanmamıştır. Seramik braketler için en iyi bağlanma değeri kumlama ve HF asit ile pürüzlendirilen gruplarda elde edilmiştir. 1 W, 2 W ve 3 W kuvvetle kullanılan lazer pürüzlendirme de istatistiksel olarak bir fark bulunmamış ve diğer pürüzlendirme yöntemlerine göre bağlanma dayanımı düşük bulgulanmıştır.[327]

Özarslan ve ark. bizim çalışmamızdan farklı olarak kompozit yüzey olarak seramikle güçlendirilmiş bir materyal kullanmış olup bizim çalışmamızdan farklı bir sonuca ulaşmasının sebebinin bu olabileceğini düşünmekteyiz.

Chunhacheevachaloke ve ark.'ın 1997 yılında yaptıkları çalışmada ise monokristalin ve polikristalin tipte seramik braketler, OF asit ile pürüzlendirilmiş ve pürüzlendirilmemiş kompozit yüzeylere yapıştırılmış fakat gruplar arasında bağlanma kuvvetleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.[328]

Chunhacheevachaloke ve ark.'ı ise bizim çalışmamız gibi OF asidin yüzey pürüzlendirme de yetersiz bir bağlanma dayanımı oluşturduğunu söylemişlerdir. Özarslan ve ark. kumlamanın lazere göre istatistiksel olarak daha yüksek bir bağlanma dayanımı oluşturduğunu söylemişlerdir ve çalışmamızın aksine bir sonuca ulaşmışlardır.

Dehghani ve ark.'ın 2014 yılında yaptıkları ve fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit materyal yüzeylerini Er:YAG lazer ve OF asit ile pürüzlendirmiş ve metal braketlerin bağlanma dayanımlarını ölçmüştür. Bununla birlikte Er:YAG lazerin enerjisini 200 mJ ve 300 mJ olarak düzenlemiş ve atış sıklığını 10 Hz ve 15 Hz olarak ayarlamıştır. 300 mJ enerji ve 15 Hz atış sıklığı uygulanan grupta en yüksek bağlanma dayanımı oluşmasına rağmen lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Lazerin tüm gruplarında OF aside göre yüksek bir bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Çalışmanın herhangi bir aşamasında örneklere yaşlandırma döngüsü uygulanmamıştır.[329]

Dehghan ve ark. ise lazeri farklı güçlerde kullanılsa bile OF aside göre istatistiksel olarak daha yüksek bir bağlanma kuvveti oluşturduğu söylemiş ve bizim çalışmamızda da bu çalışmayı destekleyici yönde sonuçlar elde edilmiştir.

Çalışmamızda kompozit örneklerin braketlerin yapıştırılmasından önce ve braketler yapıştırıldıktan sonra herhangi bir yaşlandırma yapılmayan A grubunda metal braketler için kumlama ve lazer gruplarındaki bağlanma dayanımı OF aside göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. Seramik braketler için gruplar arasındaki bağlanma dayanımı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızda metal braketler için OF asidin bağlanma dayanımı klinik için önerilen bağlanma dayanımın altında bulunmuşken, seramik braketler için klinik için yeterli bağlanma dayanımı elde edilmiştir.

B Grubu Bulgularının Tartışması

Eslamian ve ark.'ın 2012 yılında yaptıkları çalışmada yaşlandırılmış kompozit yüzeyleri farklı pürüzlendirme yöntemleri ile hazırlamış ve yüzeye metal ve seramik braketleri yapıştırmıştır. Yüzey pürüzlendirmesi için 50 μm aluminyum oksit parçacıkları ile kumlama, elmas frez ve HF asit kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre kumlama ve elmas frezler ile benzer bağlanma dayanımları bulunmasına rağmen, kumlama yapılırken olası yan etkilerin oluşmaması için elmas frezler önerilmiştir.[330]

Eslamian ve ark. yaptıkları çalışmada kumlama için klinik olarak yeterli bir bağlanma dayanımı elde ederken, olası yan etkilerinden dolayı klinik kullanımında önerilmemiştir. Bizim çalışmamızda da kumlama ile pürüzlendirmede yeterli bağlanma kuvveti oluşurken olası yan etkilerden dolayı aynı sonuçlara ulaşılmıştır.

Nafaji ve ark.'ın 2019 yılında yaptıkları ve çeşitli pürüzlendirme yöntemlerinin yaşlandırılmış mikrohibrit kompozit yüzeylerinde yüzey değişikliği oluşturmak için OF asit, kumlama, elmas frez ve CO^2 lazer kullanmış ve yüzeylere metal braketler yapıştırmıştır. Tüm gruplarda yeterli bağlanma dayanımı oluşmuştur. En yüksek bağlanma dayanımı CO^2 lazer ve kumlama ile pürüzlendirilen yüzeylerde elde edilmiştir. OF asidin yaşlandırılmış kompozit yüzeylerde kullanımı önerilmemekteyken, güvenli ve kontrolu bir yöntem olan CO^2 lazerin kullanımı tavsiye etmişlerdir.[331]

Nafaji ve ark. lazer ve kumlamanın OF aside göre yüksek bir bağlanma dayanımı oluşturduğunu söylerken, bizim çalışmamızdaki gibi daha güvenli bir kullanımdan dolayı kumlama yerine lazeri önermişlerdir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak araştırmacı mikrohibrit yüzeyi CO^2 lazerle pürüzlendirmelerine rağmen, lazerin kompozit yüzeylerde etkili bir pürüzlendirme yöntemi oluşturduğu düşünmekteyiz.

Valizadeh ve ark.'ın 2020 yılında yaptıkları çalışmada 10.000 termalsiklus ile yaşlandırılan mikrohibrit kompozit yüzeyler 50 μm Al_2O_3 ile kumlama ve 15 Hz sıklık, 50 ms hız, 200 joule enerji ve 3 W güç Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiştir. Kompozit yüzeylere metal braketlere yapıştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre uygulanan pürüzlendirme yöntemleri metal braketlerde yaşlandırılmış kompozitler için yeterli bağlanma dayanımı oluşturmaktadır. Kumlama ile pürüzlendirilen yüzeylerde lazer ile pürüzlendirilen yüzeylere göre istatistiksel olarak daha yüksek bir bağlanma dayanımı oluşmuştur.[332]

Valizadeh ve ark. ise kumlama ve lazer kullandıkları çalışmada her iki pürüzlendirme yönteminde de yeterli bağlanma dayanımı oluştururken, kumlama ile pürüzlendirmenin lazer ile pürüzlendirmeye göre istatistiksel olarak daha yüksek bulmuşlardır. Bizim çalışmanızda ise kumlama ile lazer arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Çalışmamızda kompozit örneklere braketlerin yapıştırılmasından önce yaşlandırma yapılan B grubundaki metal braketler için kumlama ve lazer gruplarındaki bağlanma dayanımı OF aside göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Seramik braketler içinse kumlama yapılan yüzeylerde OF aside göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur.

C Grubu Bulgularının Tartışması

Farhadifard ve ark.'ın 2020 yılında yaptıkları çalışmada yaşlandırılmış nanohibrit kompozit yüzeylere yapıştırılan seramik braketlerin bağlanma dayanımlarını değerlendirmiştir. Yüzey pürüzlendirmede %38'lik OF asit ve 50 μm alüminyum parçacıkları ile kumlama yöntemleri kullanılmıştır. Braketler yapıştırıldıktan sonra 1000 termalsiklus ile örnekler tekrardan yaşlandırılmıştır. OF asit ile yeterli bir bağlanma dayanımı elde edilemezken, kumlama ile klinik olarak yeterli bir bağlanma kuvveti elde edilmiştir.[333]

Demirtaş ve ark.'ın 2015 yılında yaptıkları çalışmada yaşlandırılmış nanohibrit kompozit yüzeyleri farklı pürüzlendirme yöntemleri ile hazırlamış, yüzeye metal braket yapıştırmış ve bağlanma dayanımlarını ölçmüşlerdir. Kompozit örnekler braketlerin yapıştırılmasından önce 10.000 termalsiklus döngüsüyle, braketler yapıştırıldıktan sonra ise 5000 termalsiklus döngüsüyle yaşlandırılmıştır. Pürüzlendirme için OF asit ve 50 μm Al_2O_3 ile kumlama kullanılmıştır. Kumlamanın nanohibrit kompozitler için tercih edilebilecek bir pürüzlendirme yöntemi olacağını fakat OF asidin klinik olarak yetersiz bağlanma kuvveti oluşturduğunu bulgulamışlardır.[334]

Farhadifard ve ark. ile Demirtaş ve ark. OF asit için yetersiz bağlanma dayanımı elde ederken kumlama için istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımı elde etmişler ve bizim çalışmamızda bu çalışmalarla paralellik göstermiştir.

Mirhashemi ve ark.'ın 2018 yılında yaptıkları çalışmada yaşlandırılmış kompozit yüzeyleri %37'lik OF asit, 2W Er:YAG lazer ve 3W Er:YAG, 2W Er,Cr:YSGG ve 3 W Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirmiş ve yüzeye metal braketler yapıştırılmıştır. Braketlerin kompozit yüzeye yapıştırılmasından sonra örnekler 5000 termalisklus döngüsüne sokulmuştur. Er:YAG lazerin 3W ve 2W'lik gruplarında hem Er,Cr:YSGG hem de OF aside göre daha yüksek bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Er:YAG lazer içinse 3W'luk pürüzlendirme 2W'luk pürüzlendirmeye göre daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturmuştur.[335] Mirhashemi ve ark. ise lazerin OF aside göre istatistiksel olarak yüksek bağlanma dayanımı oluşturduğu söylerken, bununla birlikte lazer kuvvetininde yüzey pürüzlendirmede etkili bir değişken olduğunu savunmuşlar ve bizim çalışmamızda da bu çalışma ile aynı yönde sonuçlar elde edilmiştir.

Çalışmamızda kompozit örneklere braketler yapıştırılmadan önce ve braketler yapıştırıldıktan sonra yaşlandırılan C grubundaki metal braketler için kumlama ve lazer

gruplarındaki bağlanma dayanımı OF aside göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. Seramik braketler içinse gruplar arasından istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

D Grubu Bulgularının Tartışması

Tahmasbi ve ark'ın 2019 yılında yaptıkları çalışmada kompozit yüzeylere braketlerin yapıştırılmasından önce bond kullanımı etkisini çeşitli pürüzlendirme yöntemleri ile değerlendirmiştir. Yüzeyler elmas frez ve %37'lik ortofosforik asit ile pürüzlendirilmiştir. Kompozit yüzeylere metal braketler yapıştırılmıştır. Braketlerin yapıştırıldıktan sonra örnekler 500 termalsiklus döngüsüne sokulmuştur. Çalışma sonuçlarına göre farklı yüzey pürüzlendirmeleri uygulamaları veya farklı bond sistemleri kullanılması istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır.[315]

Deniz ve ark.'ın 2020 yılında yaptıkları çalışmada %37'lik ortofosforik asit ve 50 μm aluminyum oksit parçacıkları ile kumlama ile yüzey pürüzlendirmeleri yapmıştır. Braketlerin yapıştırılmasından sonra örnekler 5000 termalsiklus döngüsü ile yaşlandırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre kumlama ile yüzey pürüzlendirme kompozit yüzeyler için yeterli bir bağlanma dayanımı oluştururken, OF asit ile pürüzlendirme yeterli bir bağlanma kuvveti oluşturmamıştır. Bunun yanında araştırmacılar kumlama kullanılarak yapılan pürüzlendirmenin hasta sağlığı için tehlikeli olabileceğini de belirtmişlerdir.[251]

Viwattanatipa ve ark.'ın 2010 yılında yaptıkları çalışmada nanofil kompozit yüzeyleri %37'lik ortofosforik asit ve 90 μm alimunyum oksit parçacıkları ile pürüzlendirmiş ve metal braketler yapıştırılmıştır. Kompozit yüzeylere braketler yapıştırıldıktan sonra örnekler 500 termalsiklus döngüsü ile yaşlandırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre kumlama yapılan grupta OF aside göre daha yüksek bir bağlanma dayanımı oluşmuştur ve yazar yüzey pürüzlendirme için OF asidi yetersiz bulgulamıştır.[336]

Bayram ve ark. 2011 yılında nanofil kompozit yüzeyler üzerine yaptıkları çalışmada yüzey pürüzlendirme için %38'lik OF asit ve 50 μm aluminyum oksit parçacıkları ile kumlama yöntemlerini kullanmışlardır. Kompozit yüzeylere braketler yapıştırıldıktan sonra yaşlandırmak için 1000 termalsiklus döngüsü kullanılmıştır. Yaşlandırılmış kompozit yüzeyleri için kumlamanın OF aside göre daha yüksek bir bağlanma dayanımı oluşturduğunu bulgulamışlardır.[1]

Hammad ve ark.'ın 2013 yılında yaptıkları çalışmaya göre nanofil kompozitten yapılan veneer yüzeyleri OF asit ve 50 μm alimunyum parçacıkları ile kumlamayla birlikte pürüzlendirmişlerdir. Örneklerin bir kısmı ağız içini taklit edebilmesi için özel bir cihazda 5000 çiğneme kuvvetiyle test edilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre OF asidin kullanımı klinik olarak yetersiz bağlanma dayanımı gösterirken, kumlama ile yapılan pürüzlendirme OF aside göre istatistiksel olarak yüksek bir bağlanma dayanımı göstermiştir ve klinik olarak kullanımı önerilmiştir. Aynı zamanda çiğneme kuvvetlerin bağlanım dayanımlarını istatistiksel olarak düşürdüğü bulgulanmıştır.[337]

Sary Borzangy 2019 yılında yaptığı çalışmada indirekt kompozit yüzeyleri HF asit ve 50 μm Al_2O_3 kumlama ile pürüzlendirilmiş ve metal ve seramik braketleri yüzeye yapıştırmışlardır. Braketler yapıştırıldıktan sonra örneklere 3000 termalsiklus işlemi uygulanmıştır. İki pürüzlendirme yöntemi de braketler için yeterli bağlanma dayanımı oluştururken, seramik braketlerde bağlanma dayanımı metal braketlere göre istatistiksel olarak daha yüksek bulgulanmıştır.[338]

Tahmasbi ve ark. yaptıkları çalışmada OF asitle yüzey pürüzlendirmeyi bağlanma dayanımı açısından yetersiz bulmuşlardır. Deniz ve ark. ise yüzey pürüzlendirme için OF asit ve kumlamayı kullanmış ve kumlamanın istatistiksel olarak yüksek bağlanma dayanımı oluşturmasına rağmen olası yan etkilerinden dolayı kullanımını önermemişlerdir. Viwattanatipa ve ark. ile Bayram ve ark. yaptıkları çalışma kumlama ile yapılan pürüzlendirmenin OF aside göre istatistiksel olarak yüksek bulmuşlardır. Borzangy'nin yaptığı çalışmada kumlamanın metal ve seramik braketler için yeterli bağlanma dayanımı oluşturduğunu ve seramik braketlerde daha yüksek bir bağlanma dayanımı olduğunu savunmuşlardır. Sobouti ve ark.'ın yaptıkları çalışmada en yüksek bağlanma dayanımı olarak Er:YAG lazeri savunmuşlar ve lazerin ağız içindeki dokulara zarar verme ihtimalinin az olmasından dolayı kullanımını önermişlerdir. Çalışmamızda Tahmasbi ve ark., Deniz ve ark., Viwattanatipa ve ark., ve Bayram ve ark.'ın çalışmalarını destekleyici yönde sonuçlar elde edilmiştir.

Sobouti ve ark.'ın 2016 yaptıkları ve ortofosforik asit, 50 μm Al_2O_3 kumlama, 2W ve 3W Er:YAG lazer ile kompozit yüzeyleri pürüzlendirmiş ve yüzeye metal braket yapıştırmışlardır. Braketlerin yapıştırılmasından sonra kompozit örnekler 500 termalsiklus prosedürü ile yaşlandırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre en yüksek bağlanma dayanımı 3W Er:YAG lazer ile elde edilmiştir. Ağız içindeki dokulara zarar

verme ihtimalinin az olmasında dolayı pürüzlendirme için lazer kullanımı çalışmacılar tarafından önerilmiştir.[339]

Tez çalışmamızda, Sobouti ve ark.'ın yaptıkları çalışmadan farklı olarak kumlama ve lazerin benzer bağlanım dayanımları sonuçlarına ulaşmış olmamıza rağmen olası yan etkileri ortadan kaldırılması için lazer kullanımını önermekteyiz.

Çalışmamızda kompozit örneklere braketler yapıştırıldıktan sonra yaşlandırılan D grubundaki metal braketler için kumlama ve lazer gruplarındaki bağlanma dayanımı OF aside göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. Seramik braketler içinse kumlama yapılan grupta bağlanma dayanımı OF aside göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur.

5.3 ARI Skorlarına Ait Bulguların Tartışılması

Bizim çalışmamızda ARI skorlarını değerlendirmede hem metal hem de seramik braketler kullanıldığı için modifiye ARI sistemi kullanılmıştır. Çalışmamız amacında da yazıldığı gibi yaşlandırılmış ya da yeni kompozit yüzeylere yapıştırılan metal ve seramik braketlerin sökümü sonrasından kalan adeviz miktarını ya da oluşabilen komplikasyonları ayrıntılı bir şekilde değerlendirmede kullanışmıştır.

Najafi ve ark'ın 2019 yılında yaptıkları ve yaşlandırılmış kompozit yüzeye metal braket yapıştırdıkları çalışmada geleneksel ARI sistemi kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre 50 μm Al_2O_3 kumlama ile pürüzlendirilen 15 örneğin %53,3'ünde kompozit örnekte yapıştırıcının yarısından fazlasının örnek yüzeyinde kaldığı ARI skor 2 ve %46,6'sında tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ARI skor 3 elde edilmiştir. Araştırmacılar bu skorların ortaya çıkardığı ana problem olarak braketlerin debonding işleminde sonra örnek yüzeyleri temizlemekte zorluk oluşması ve doktorun hasta başında geçirdiği zamanın artması olarak söylemiştir.[331]

Eslamian ve ark.'ın 2012 yılında yaşlandırılmış kompozit yüzeylere metal ve seramik braketlerin kullanıldığı çalışmada geleneksel ARI sistemi kullanılmıştır. Seramik braketlerin yapıştırıldığı ve kumlama yapılan 15 örneğin %26,6'sında yapıştırıcının yarısından azının örnek yüzeyinde kaldığı ARI skor 1, %53,3'ünde yapıştırıcının yarısından fazlasının örnek yüzeyinde kaldığı ARI skor 2 ve %20'sinde yapıştırıcın tamamının örnek yüzeyinde kaldığı ARI skor 3gözlenmiştir. Metal braketler için ise 15 örneğin %20'sinde ARI skor 1, %46,6'sında sinde ARI skor 2, %33,3'ünde de ARI skor

3 ortaya çıkmıştır. Çalışmanın ARI skorları açısından karşılaştırılmasına göre kumlama yapılan seramik ve metal braketler için benzer ARI skorları ortaya çıkmıştır.[330]

Özarslan ve ark.'ın 2018 yılında yaptıkları çalışmada CAD/CAM nanoseramik kompozitlerden oluşan yüzeylere seramik braketleri yapıştırmış ve yüzeyde kalan adeviz miktarını ölçmek için geleneksel ARI skorlamasını kullanmışlardır. Kumlama ile pürüzlendirilen 12 örneğin %50'sinde yapıştırıcının yarısından azının örnek yüzeyinde kaldığı ARI skor 1 ve %50'sinde yapıştırıcının yarısından fazlasının örnek yüzeyinde kaldığı ARI skor 2 gözlenmiştir.[327]

Hammad ve ark'ın 2013 yılında yaptıkları çalışmada kompozit veneer yüzeylere metal braketleri, ortofosforik asit ve kumlama ile pürüzlendirme sonrası yapıştırmışlardır. Braketlerin yapıştırılmasından sonra örneklerin yarısı 5000 çiğneme sistemine sokulmuştur. Geleneksel ARI sisteminin kullanıldığı çalışma da çiğneme yapılmayan ve kumlama yapılan 10 örneğin %50'sinde ARI skor 0, %20'sinde ARI skor 1 ve %30'unda ARI skor 2 ortaya çıkmıştır. Çiğneme yapılan kumlama grubunda ise 8 örnekten %37,5'inde ARI skor 0 , %25'inde ARI skor 2 ve %12,5'inde ARI skor 2 elde edilmiştir. 2 örnek için bu grupta ARI skoru elde edilememiştir. Çiğneme yapılmayan ve OF asit kullanılan 10 örneğin %70'inde ARI skor 0, %20'sinde ARI skor 1 ve %10'unda ARI skor 2 elde edilmiştir. Çiğneme yapılan ve OF asit kullanılan 8 örneğin %75'inde ARI skor 0 ve %25'inde ARI skor 1 elde edilmiştir. Çalışmanın sonuçları ARI skoruna göre değerlendirildiğinde kompozit yapıştırıcılar yüksek oranda braket tabanında kalmakta olduğu gözlenmiştir.[337]

Bayram ve ark'ın 2011 yılında yaptıkları ve yaşlanmış kompozit yüzeyleri OF asit ve kumlama ile pürüzlendirdikleri çalışmada geleneksel ARI sistemi kullanılmıştır. Çalışmanın ARI sonuçlarına göre OF asit kullanılan 15 örneğin tümünde ARI skor 0 gözlenmiştir. Kumlama yapılan 15 örneğin %6,6'sında ARI skor 2, %93,3'ünde ise ARI skor 3 bulgulanmıştır.[1]

Demirtaş ve ark'ın 2015 yılında yaptıkları ve yaşlanmış nanohibrit kompozitleri OF asit ve kumlama ile pürüzlendirdikleri çalışmada modifiye ARI sistemi kullanılmıştır. Yaşlandırma için örnekler braketlerin yapıştırılmasından önce 10.000 termalsiklus döngüsüyle, braketler yapıştırıldıktan sonra ise 5000 termal siklus döngüsüyle yaşlandırılmıştır. OF asit ile pürüzlendirilen 20 örneğin %25'inde yüzde 10'dan daha daha az yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldı ARI skor, %75'inde ise örnek yüzeyinden

hiç yapıştırıcı kalmayan ARI skor 5 gözlenmiştir. Kumlama yapılan 20 örneğin ise %60'ında tüm yapıştırıcın örnek yüzeyinde kaldığı ARI skor 1, %30'unda %90'ından fazlasının örnek yüzeyinde kaldığı ARI skor 2 ve %10'unda yapıştırıcının %10 ile %90'ı arasında örnek yüzeyinde kalan ARI skor 3 gözlenmiştir.[334]

Borzangy 2020 yılında yapıtğı çalışmada kompozit yüzeyleri kumlama, HF asit ve CO^2 lazer ile pürüzlendirmiş, yüzeye metal ve seramik braketleri yapıştırmıştır. Kompozit yüzeylere braketler yapıştırıldıktan sonra, örneklerin yarısına 3000 termalsiklus yapılırken, yarısına herhangi bir işlem yapılmamıştır. Borzangy kalan adeviz miktarını belirlemek için geleneksel ARI sistemini kullanmıştır. Seramik braketler için termalsiklus yapılmayan ve kumlama ile pürüzlendirilen 10 örneğin %40'ında ARI skor 1, %40'ında ARI skor 2 ve %20'sinde ARI skor 3 gözlenmiştir. Termalsiklus yapılan 10 örneğin %50'sinde ARI skor 1, %40'ında ARI skor 2 ve %10'unda ARI skor 3 gözlenmiştir. Metal braketler için termalsiklus yapılmayan ve kumlama ile pürüzlendirilen 10 örneğin %10'unda ARI skor 0, %40'ında ARI skor 1 ve %50'sinde ARI skor 2 gözlenmiştir. Termalsiklus yapılan grupta ise 10 örneğin %50'sinde ARI skor 1, %40'ında ARI skor 2 ve %10'unda ARI skor 3 bulgulanmıştır.[338]

Dehghani ve ark'ın 2014 yılında yaptıkları çalışmada kompozit yüzeyleri OF asit ve farklı sıklık ve enerjideki Er:YAG lazer ile pürüzlendirmiş ve metal braket yapıştırmışlardır. Çalışmacılar artık adeviz miktarını belirlemek için geleneksel ARI sistemini kullanmışlardır. OF asit kullanılan grupta 15 örnekten %40'ında ARI skor 0, %60'ında ARI skor 1 gözlenmiştir. 200 mJ enerji ve 10 Hz sıklıkla kullanılan Er:YAG grubunda 15 örneğin %6,6'sında ARI skor 0, %73,3'ünde ARI skor 1, %20'sinde ARI skor 2 gözlenmiştir. 300 mJ enerji ve 15 Hz sıklıkla kullanılan Er:YAG grubunda ise 15 örneğin %13,3'ünde ARI skor 0, %73,3'ünde ARI skor 1 ve %13,3'ünde ARI skor 2 gözlenmiştir.[329]

Mirhashemi ve ark.'ın 2018 yılında yaptıkları çalışmada kompozit yüzeyleri OF asit, 2W kuvvetli Er:YAG lazer ve 3W kuvvetli Er:YAG lazer ile pürüzlendirmiş ve yüzeye metal braketleri yapıştırmışlardır. Braketler yapıştırıldıktan sonra örnekler 5000 termalsiklus ile yaşlandırılmıştır. Artık adeviz miktarını ölçmek için modifiye ARI skorunu kullanmışlardır. OF asit grubundaki 13 örnekten 2'sinde ARI skor 0, 11'inde ARI skor 1 elde edilmiştir. 2W'lik Er:YAG lazer grubunda 13 örnekten tamamında ARI

skor 1 gözlenirken 3W'luk lazerde 13 örnekten 1'inde ARI skor 0, 12'sinde ARI skor 1 bulgulanmıştır.[335]

Farhadifard ve ark. 2020 yılında yaptıkları çalışmada yaşlandırılmış kompozit yüzeyleri OF asit ve kumlama ile pürüzlendirmiş ve yüzeye seramik braketleri yapıştırmışlardır. Artık adeviz miktarını ölçmek için geleneksel ARI sistemini kullanmışlardır. OF asit kullanılan grupta 15 örneğin %60'ında ARI skor 0, %33,3'ünde ARI skor 1, %6,6'sında ise ARI skor 2 gözlenmiştir. Kumlama yapılan 15 örneğin ise %6,6'sında ARI skor O, %6,6'sında ARI skor 1, %19,8'inde ARI skor 2 ve %66,6'sında ARI skor 3 gözlenmiştir.[333]

Tayebi ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmada 5000 termalsiklus ile yaşlandırdıkları kompozit materyalleri kumlama ile pürüzlendirmiş ve yüzeye metal braketleri farklı bond sistemleri kullanarak yapıştırmışlardır. Artık adeviz miktarını belirlemek için geleneksel ARI sistemi kullanılmıştır. Kumlama yapılan gruplarda örneklerde sıklıkla ARI skor 2 ve skor 3 gözlenmiştir. Aynı zamanda kumlama yapılan gruplarda yaşlandırılmış kompozitlerde sıklıkla kırılmalarda gözlenmiştir.[340]

Valizadeh ve ark. 2020 yaptıkları çalışmada 10.000 termalsiklus ile kompozitleri yaşlandırmıştır. Sonrasında kumlama ve Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş ve yüzeye metal braketler yapıştırılmış ve bu örnekler tekrardan 5000 termalsiklus döngüsüne sokulmuştur. Çalışmada artık adeviz miktarının belirlenmesi için geleneksel ARI sistemi kullanılmıştır. Kumlama yapılan 12 örneğin %8,3ünde ARI skor 0, %25'inde ARI skor 1, %58,3ünde ARI skor 2 ve %8,3'ünde ARI skor 1 elde edilmiştir. Lazer ile pürüzlendirilen 10 örneğin ise %80'ninde ARI skor 0 ve %20'sinde ARI skor 1 gözlenmiştir.[332]

Viwattanatipa ve ark. 2009 yılında çalışmada nanofil kompozit yüzeyleri kumlama ve OF asit ile pürüzlendirerek yüzeye metal braketleri yapıştırmışlardır. Çalışmacılar artık adeziv miktarını belirlemek için modifiye ARI sistemini kullanmışlardır. Buna göre OF asit ile pürüzlendirilen 32 örneğin %71,8'inde ARI skor 1, %3,1'inde ARI skor 2, %21,8'inde ARI skor 3 ve %3,1'inde ARI skor 4 gözlenmiştir. Kumlama ile pürüzlendirilen 35 örneğin %2,8'inde ARI skor 3 ve %97,2'sinde ARI skor 4 bulgulanmıştır.[336]

A, B, C ve D gruplarında kullanılan ve metal braket yapıştırılan örneklerde sıklıkla yüzeyinde %50'den fazla yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 2) ve tüm yapıştırıcının

örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) gözlenmiştir. A, B ve C gruplarında kullanılan seramik braketlerde ise tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) skorlama haricinde bütün ARI skorlarına rastlanmıştır. D grubunun seramik braketlerinde kumlama haricinden benzer sonuçlar gözlenmiştir. Kumlama yapılan ve seramik braket yapıştırılan örneklerde ise hem tüm yapıştırıcının örnek yüzeyinde kaldığı ve braket tabanının izlenebildiği (ARI skoru 3) hem de örnek yüzeyinde %50'den az yapıştırıcı kaldığı (ARI skoru 1) skorlara rastlanmamıştır. Çalışmamız yapılan çalışmaları destekleyici yönde sonuçlara sahip olsa dahi diğer çalışmalardaki ARI skorlaması bizim çalışmamız kadar ayrıntılı olmadığı için tam olarak karşılaştırma yapılamamıştır.

5.4 TEM Görüntülerine Ait Bulguların Tartışılması

Najafi ve ark.'ın 2019 yılında yaptıkları çalışmada kumlama ile pürüzlendirilen yaşlandırılmış kompozit yüzeylerin TEM görüntülerinin x500 büyütme altından incelenmesinde mikropöroz alanlar gözlenmiştir. Aynı şekilde OF asit pürüzlendirmesinin TEM altında x500 büyütmede incelenmesinde daha pürüzsüz alanlar gözlenmiştir.[331] Bizim çalışmamızın B grubunda (Braket Yapıştırılmadan Önce Yaşlandırılan Kompozit Örnekler) bu çalışmadaki örneklere benzer TEM görüntüleri elde edilmiştir.

Deniz ve ark.'ın 2020 yılında yaptıkları çalışmada yeni kompozitler kullanılmış, kompozitler yüzeye direkt ya da indirekt olarak uygulanmıştır. İndirekt olarak uygulanan sistemde kumlama yapılan yüzeylerde kontrol grubuna göre yüzey pürüzlendirme de etkili olduğu söylenmiştir. x500 büyütme altından kumlama yapılan yüzeylerde düzenli mikropöroz alanlar gözlenmiştir. Direkt kompozit yapılan restorasyonlarda da yine aynı şekilde bulgulara rastlanılmıştır. OF asit ile yapılan pürüzlendirme ise hiçbir uygulama yapılmayan kontrol grubuyla benzer görüntüler oluşturnuştur.[251] Bizim çalışmadaki D Grubunun (Braketler Yapıştırıldıktan Sonra Yaşlandırılan Örnekler) örnekleri bu çalışma ile TEM görüntüleri oluşturmuştur.

Bayram ve ark.'ın 2011 yılında yaptıkları çalışmada TEM görüntülerinin x500 büyütme altında yaşlandırılmış kompozit yüzeyleri incelediği görüntülerde bizim çalışmamızdaki B grubunun (Braket Yapıştırılmadan Önce Yaşlandırılan Kompozit Örnekler) örnekleri bu çalışma ile OF asit için benzer TEM görüntüleri oluşturmuştur.

Sobouti ve ark.'ın 2016 yılında yaptıkları çalışmada yeni kompozit yüzeylerin TEM görüntülerinin x500 büyütme altında görüntülenmesinde OF asit ile pürüzlendirilen yüzeylerde kumlamaya göre daha pürüzsüz ve homojen görüntüler ortaya çıkmıştır.[339] Sobouti ve ark.'ın yaptıkları çalışma bizim çalışmamızda B grubundaki (Braket Yapıştırılmadan Önce Yaşlandırılan Kompozit Örnekler) örnekler bu çalışma ile benzer benzer TEM görüntüleri oluşturmuştur.

Mirhashemi ve ark.'ın 2018 yılında yaptıkları çalışmada kompozit yüzeylere braket yapıştırdıktan sonra 5000 termalsiklus sistemi ile yaşlandırmıştır. Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen ve x1000 büyütme ile incelenen yüzeylerde 3W'luk lazerin 2W'luk lazere göre daha fazla derinlikte ve homojen olmayan pürüzlü alanlar oluşturduğu gözlenmiştir.[335] Her iki grupta da OF aside göre daha düzensiz ve derin pürüzlü alanlar gözlenmiştir ve bizim çalışmamızda B grubundaki (Braket Yapıştırılmadan Önce Yaşlandırılan Kompozit Örnekler) örnekler bu çalışma ile benzer TEM görüntüleri oluşturmuştur.

Farhadifard ve ark.'ın 2020 yılında yaptıkları ve yaşlandırılmış kompozitlerin yüzey pürüzlendirmelerin TEM görüntülerinin x500 büyütme altında görüntülendiği çalışmada kumlama ile yapılan pürüzlendirme de bizim çalışmamızın B grubundaki (Braket Yapıştırılmadan Önce Yaşlandırılan Kompozit Örnekler) örnekleri ile bu çalışmaya benzer TEM görüntüleri elde edilmiştir. OF asit ile yapılan pürüzlendirme de pürüzsüz ve homojen alanlar gözlenmiştir.

Viwattanatipa ve ark.'ın 2009 yılında yaptıkları çalışmanın TEM görüntülerinin x2000 büyütme altında incelenmesinde OF asit ve kumlama yapılan yüzeylerde bizim çalışmamızdan daha düzensiz ve fazla mikropöroz alanlar gözlenmiştir. Fakat bu elimizde daha az küçültmeye sahip görüntüler olmadığı için bu sonuçların asıl kaynağının pürüzlendirme veya büyütme olup olmadığını tam olarak bilmemekteyiz.

6 SONUÇLAR

- OF asit ile yüzey pürüzlendirmesi yapılan yeni ve yaşlandırılmış kompozit yüzeylere (A,B,C ve D grupları) yapıştırılan tüm metal braket gruplarında yetersiz bağlanma dayanımını bulunmuştur. Bu nedenle kompozit yüzeylere metal braket yapıştırılmasında OF asit kullanımını önermemekteyiz.
- Er:YAG lazer ve Al_2O_3 ile kumlama ile pürüzlendirilen yeni ve yaşlandırılmış kompozit yüzeylere (A,B,C ve D grupları) yapıştırılan metal braketler için yeterli bağlanma kuvveti bulunmuştur. Buna rağmen kumlama yapılırken ortama salınan Al_2O_3 tozlarının hekim ya da hasta tarafından aspire edilme ve dişeti dokularına zarar verme ihtimalinden dolayı, kompozit yüzey pürüzlendirmesi için Er:YAG lazer kullanımını önermekteyiz.
- OF asit, Er:YAG lazer ve Al_2O_3 ile kumlama ile pürüzlendirilen yeni ve yaşlandırılmış kompozit yüzeylere (A,B,C ve D grupları) yapıştırılan tüm seramik braket gruplarında yeterli bağlanma dayanımı oluşmuştur. Fakat seramik braketlerin çıkartılması esnasında braketlerde ve/veya kompozit yüzeylerde kırıklar oluşmuştur. Bu açıdan değerlendirildiğinde kompozit restorasyonlara sahip hastalara sabit ortodontik tedavilerde seramik braketlerin kullanımını önermemekteyiz.
- Ortodontik tedavinin bağlanma dayanımları üzerindeki etkisi incelendiğinde yeni kompozit yüzeylere yapıştırılan (A ve D grupları) metal ve seramik braketlerin yapıştırma sonrası yaşlandırılması sonucunda, metal braketlerde OF asit, seramik braketlerde ise Er:YAG lazer grubu için yüksek bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Braketler yapıştırıldıktan sonra geçen tedavi süresinin yukarıdaki pürüzlendirme grupları için braketlerin bağlanma dayanımlarını azaltmadığı sonucuna ulaşılmıştır.
- Ortodontik tedavinin bağlanma dayanımları üzerindeki etkisi incelendiğinde yaşlandırılmış kompozit yüzeylere yapıştırılan (B ve C grupları) metal ve seramik braketlerin yapıştırma sonrası yaşlandırılması sonucunda, metal braketlerde fark bulunamazken, seramik braketlerde ise Er:YAG lazer grubu için yüksek bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Yaşlı kompozit restorasyonlara sahip hastalarda

braketler yapıştırıldıktan sonra geçen tedavi süresinin braketlerin bağlanma dayanımlarını azaltmadığı bulunmuştur.

7 KAYNAKLAR

Bibliography}

1. Bayram M, Yeşilyurt C, Kuşgöz A, Ülker M, Nur M. Shear bond strength of orthodontic brackets to aged resin composite surfaces: effect of surface conditioning. *Eur J Orthod*. 2011;33(2):174–179.
2. Adult Orthodontics, Articles: Dental Health, California Dental Association Online, February 25, 2002.
3. Blakey R, Mah J. Effects of surface conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to temporary polycarbonate crowns. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;138(1):72–78. doi:10.1016/j.ajodo.2008.08.030
4. Espinar-Escalona E, Barrera-Mora JM, Llamas-Carreras JM, Solano-Reina E, Rodríguez D, Gil FJ. Improvement in adhesion of the brackets to the tooth by sandblasting treatment. *J Mater Sci Mater Med*. 2012;23(2):605–611.
5. Ebert T, Elsner L, Hirschfelder U, Hanke S. Shear bond strength of brackets on restorative materials. *J Orofac Orthop der Kieferorthopädie*. 2016;77(2):73–84.
6. Powers JM, Kim HB, Turner DS. Orthodontic adhesives and bond strengthtesting. Içinde: *Seminars in Orthodontics*. C 3. Elsevier; 1997:147–156.
7. IR R. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod*. 1975;2:171–178.
8. Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets: something old, something new, a review. Içinde: *Seminars in orthodontics*. C 3. Elsevier; 1997:178–188.
9. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Orthodontic bonding to porcelain—bond strength and refinishing. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1988;94(3):245–252.
10. Newman SM, Dressler KB, Grenadier MR. Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane. *Am J Orthod*. 1984;86(6):503–506.
11. Kao EC, Boltz KC, Johnston WM. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1988;94(6):458–468.
12. Andreasen GF, Stieg MA. Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1988;93(4):341–345.
13. Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Recent advances in bonding to gold, amalgam, and porcelain. 1993.
14. Tse M. The Effect of Surface Treatments and Bonding Agents on the Shear Bond Strengths of Orthodontic Brackets Bonded to Aged Composite Resin Restorations. 2012.

15. Viwattanatipa N, Prasertsangwal J, Juntavee N. Weibull analysis of shear/peel bond strength of orthodontic buccal tubes bonded to five resin composites. *Orthod Waves*. 2008;67(3):120–127.

16. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382–1390.

17. Puckett AD, Holder R, O'Hara JW. Strength of posterior composite repairs using different composite/bonding agent combinations. *Oper Dent*. 1991;16(4):136–140.

18. Gordan V V, Shen C, Riley III J, Mjör IA. Two-year clinical evaluation of repair versus replacement of composite restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2006;18(3):144–153.

19. Yap AUJ, Lye KW, Sau CW. Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent*. 1997;22:260–265.

20. Hervás García A, Lozano M, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. 2006.

21. Attar N. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *J Contemp Dent Pr*. 2007;8(1):27–35.

22. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJP, Shortall ACC, Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: the impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dent Mater*. 2009;25(2):188–197.

23. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences; 2012.

24. Barbosa DB, Barão VAR, Monteiro DR, Compagnoni MA, Marra J. Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerisation methods. *Gerodontology*. 2008;25(4):237–244.

25. Saavedra G, Valandro LF, Leite FPP, vd. Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. *Int J Prosthodont*. 2007;20(2).

26. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89–99. doi:10.1016/S0300-5712(98)00037-2

27. Kusy RP, O'grady PW. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part II—the active configuration. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2000;118(6):675–684.

28. TUNALI İ. Estetik. *İstanbul, Remzi Kitabevi*. 2012.

29. Aristidis GA, Dimitra B. Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers. *Quintessence Int*. 2002;33:21–30.

30. Chiche G. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. 1994.

31. Brunton PA, Wilson NH. Preparations for porcelain laminate veneers in general dental practice. *Br Dent J*. 1998;184(11):553–556.

32. Castelnuovo J, Tjan AHL, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent*. 2000;83(2):171–180. doi:10.1016/S0022-3913(00)80009-8

33. Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am*. 1983;27(4):671–684.

34. Mink JR, Timmons JH. Laminate veneers. *Dent Clin North Am*. 1984;28(1):187–203.

35. Gürel G, Gürel G. *The science and art of porcelain laminate veneers*. Quintessence Berlin; 2003.

36. Ittipuriphat I, Leevailoj C. Anterior space management: interdisciplinary concepts. *J Esthet Restor Dent*. 2013;25(1):16–30.

37. Doğan BG, Gökalp S. Türkiye'de diş çürüğü durumu ve tedavi gereksinimi 2004. *Hacettepe Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2008;32(2):45–47.

38. Oktay I, Fisekcioglu E, Ilhan D, Nur B, Gumusten I. "Türkiye'de Ağız Diş Sağlığı Hizmetleri Mevcut Durum Analizi 2009-2010".

39. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997;105(2):97–116.

40. Koray F, Yücel T. Kompozitin ön dişlerde kullanımı. *TDBD*. 2002;71:16–23.

41. ERGÜN G, YENİSEY M. Restoratif Kompozitlerin, Farklı Işık Kaynakları Kullanılarak, Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FGK) Materyaline Bağlantı Dirençlerinin İncelenmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2006;7(1):29–36.

42. Rw P. Skinner's science of dental materials. 1991.

43. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi; 2000.

44. Önal B. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları. *Ege Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Yayınları, İzmir*. 2004.

45. ALTUN C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg*. 2005;47(1):77–82.

46. Davis N. A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995)*. 2003;24(9):662–665.

47. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*.

2003;30(1):10–15.

48. Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials*. 2002;23(18):3807–3815.

49. Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995)*. 2003;24(5):380–382.

50. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34(6):849–853.

51. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol*. 1968;13(1):61-IN20.

52. Newman G V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod*. 1965;51(12):901–912.

53. Mitchell DL. Bandless orthodontic bracket. *J Am Dent Assoc*. 1967;74:103–110.

54. Huang T-H, Yen C-C, Kao C-T. Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;120(1):68–75.

55. Kusy RP, Whitley JQ, Ambrose WW, Newman JG. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part I. The passive configuration. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1998;114(5):558–572.

56. Oh K-T, Choo S-U, Kim K-M, Kim K-N. A stainless steel bracket for orthodontic application. *Eur J Orthod*. 2005;27(3):237–244.

57. Platt JA, Guzman A, Zuccari A, vd. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1997;112(1):69–79.

58. Eliades T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;131(2):253–262.

59. Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT. Deformation of metal brackets: a comparative study. *Angle Orthod*. 1994;64(4):283–290.

60. Berradja A, Bratu F, Benea L, Willems G, Celis J-P. Effect of sliding wear on tribocorrosion behaviour of stainless steels in a Ringer's solution. *Wear*. 2006;261(9):987–993.

61. Khan H, Price S. *Orthodontic brackets: selection, placement and debonding*. CreateSpace Independent Publishing Platform; 2015.

62. Joseph A. Corrosion of orthodontic devices. Içinde: *Seminars in orthodontics*. C 3. Elsevier; 1997:198–205.

63. Simonsen AB, Deleuran M, Johansen JD, Sommerlund M. Contact allergy and allergic contact dermatitis in children–a review of current data. *Contact Dermatitis*. 2011;65(5):254–265.

64. Melenka GW, Lacoursiere RA, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Comparison of deformation and torque expression of the orthos and orthos Ti bracket systems. *Eur J Orthod*. 2014;36(4):381–388.

65. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. 15. *Atlanta Elsevier Heal Sci*. 2014.

66. Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S. Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Eur J Orthod*. 2015;37(1):105–110.

67. Nair S, Padmanabhan R, Janardhanam P. Evaluation of the effect of bracket and archwire composition on frictional forces in the buccal segments. *Indian J Dent Res*. 2012;23(2):203.

68. Moore MM, Harrington E, Rock WP. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. *Eur J Orthod*. 2004;26(6):579–583.

69. Eliades T, Athanasiou AE. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *Angle Orthod*. 2002;72(3):222–237.

70. Dickinson PT, Powers JM. Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *Am J Orthod*. 1980;78(6):630–639.

71. Maijer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod*. 1981;79(1):20–34.

72. Zinelis S, Annousaki O, Makou M, Eliades T. Metallurgical characterization of orthodontic brackets produced by metal injection molding (MIM). *Angle Orthod*. 2005;75(6):1024–1031.

73. Newman G V. Adhesion and orthodontic plastic attachments. *Am J Orthod*. 1969;56(6):573–588.

74. Zachrisson BU. Bonding in orthodontics. *Orthodontics*. 1994:542–626.

75. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1994;106(3):265–272.

76. Karamouzos A, Athanasios A, Papadopoulos M . Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1997;112:34–40.

77. Chung C-H, Friedman SD, Mante FK. Shear bond strength of rebonded

mechanically retentive ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;122(3):282–287.

78. Liu J-K, Chung C-H, Chang C-Y, Shieh D-B. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2005;128(6):761–765.

79. Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod*. 1988;22:82–88.

80. Omana HM. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod*. 1992;26:425–432.

81. Reimann S, Bourauel C, Weber A, Dirk C, Lietz T. Friction behavior of ceramic injection-molded (CIM) brackets. *J Orofac Orthop der Kieferorthopädie*. 2016;77(4):262–271.

82. Banerjee G. Beach and minerals: A new material resource for glass and ceramics. *Bull Mater Sci*. 1998;21(4):349–354.

83. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*. 1989;23(1):45–61.

84. Springate SD, Winchester LJ. An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *Br J Orthod*. 1991;18(3):203–209.

85. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1994;106(6):605–614.

86. Bishara SE, Fehr DE, Jakobsen JR. A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1993;104(2):170–179.

87. Kitahara-Céia FMF, Mucha JN, dos Santos PAM. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;134(4):548–555.

88. Bordeaux JM, Moore RN, Bagby MD. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1994;105(6):552–560.

89. Guess MB, Watanabe LG, Beck FM, Crall MG. The effect of Silane coupling agents on the bond strength of a polycrystalline ceramic bracket. *J Clin Orthod JCO*. 1988;22(12):788–792.

90. Ogaard B. Enamel effects during bonding-debonding and treatment with fixed appliances. *Risk Manag Orthod Expert Guid to Malpract*. 2004:19–46.

91. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study. Part II. Findings and clinical implications. *Am*

J Orthod Dentofac Orthop. 1990;98(3):263–273. doi:10.1016/S0889-5406(05)81604-X

92. Brantley WA, Eliades T. Enamel etching and bond strength. *Orthod Mater Sci Clin Asp Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York*. 2001:143–169.

93. Birnie D. Ceramic brackets. *Br J Orthod*. 1990;17(1):71–75.

94. Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod*. 1992;62(2):145–152.

95. Ghafari J, Chen SS. MECHANICAL AND SEM STUDY OF DEBONDING 2 TYPES OF CERAMIC BRACKETS. Içinde: *Journal of Dental Research*. C 69. AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314; 1990:338.

96. Russell JS. Current products and practice: aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod*. 2005;32(2):146–163.

97. Retamoso LB, Luz TB, Marinowic DR, vd. Cytotoxicity of esthetic, metallic, and nickel-free orthodontic brackets: Cellular behavior and viability. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2012;142(1):70–74.

98. Gautam P, Valiathan A. Ceramic brackets: in search of an ideal! *Trends Biomater Artif Organs*. 2007;20(2):122–127.

99. Öztaş SE, Hacıağaoğlu F. MR Çekilecek Ortodonti Hastaları İçin Klinik Rehber. *https://tod.org.tr/hekimler-icin/yol-haritasi/*. 2018.

100. Michalske TA, Bunker BC, Freiman SW. Stress corrosion of ionic and mixed ionic/covalent solids. *J Am Ceram Soc*. 1986;69(10):721–724.

101. Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod*. 1977;71(2):173–189.

102. Topbaşi NM. Ortodontik braketlerin bağlanma dayanımının ve ortodontik yapıştırıcıların polimerizasyon derecesi ve mikrosertiliğinin yeni nesil ışık cihazlarında farklı ışık gücü kullanılarak değerlendirilmesi. 2017.

103. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *Angle Orthod*. 2006;76(1):123–126.

104. Burgess AM, Sherriff M, Ireland AJ. Self-etching primers: is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial. *Angle Orthod*. 2006;76(1):114–118.

105. Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW. Bonding with self-etching primers—pumice or pre-etch? An in vitro study. *Eur J Orthod*. 2012;34(2):257–261.

106. Wang WN, Tarng TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1991;100(3):209–211.

107. Büyükyilmaz T, Zachrisson BU. Improved orthodontic bonding to silver amalgam. Part 2. Lathe-cut, admixed, and spherical amalgams with different intermediate resins. *Angle Orthod*. 1998;68(4):337–344.

108. Zachrisson BU, Büyükyilmaz T, Zachrisson Y. Improving orthodontic bonding to silver amalgam. *Angle Orthod*. 1995;65(1):35–42.

109. Graber TM, Vanarsdall R, Vig K. Current principles and techniques. 2005.

110. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):268–274.

111. Shahverdi S, Canay S, Sûahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil*. 1998;25(9):699–705.

112. Kao EC, Johnston WM. Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneer laminates. *J Prosthet Dent*. 1991;66(5):631–637.

113. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent*. 1995;73(5):464–470.

114. Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2005;128(5):630–637.

115. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Vallittu PK. Evaluation of five dental silanes on bonding a luting cement onto silica-coated titanium. *J Dent*. 2006;34(9):721–726.

116. Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL, Huang GJ. Orthodontics: current principles and techniques. St Louis. 2000.

117. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences; 2012.

118. Smales RJ, Webster DA, Leppard PI. Survival predictions of four types of dental restorative materials. *J Dent*. 1991;19(5):278–282.

119. Swift Jr EJ, LeValley BD, Boyer DB. Evaluation of new methods for composite repair. *Dent Mater*. 1992;8(6):362–365.

120. Cesar PF, PM MF, Caldart M, da Cunha Ribeiro F. Tensile bond strength of composite repairs on Artglass using different surface treatments. *Am J Dent*. 2001;14(6):373–377.

121. Kallio TT, Lastumäki TM, Vallittu PK. Bonding of restorative and veneering composite resin to somepolymeric composites. *Dent Mater*. 2001;17(1):80–86.

122. Crumpler DC, Bayne SC, Sockwell S, Brunson D, Roberson TM. Bonding to resurfaced posterior composites. *Dent Mater*. 1989;5(6):417–424.

123. Eli I, Liberman R, Levi N, Haspel Y. Bond strength of joined posterior light-cured composites: comparison of surface treatments. *J Prosthet Dent*. 1988;60(2):185–189.

124. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*. Elsevier Health Sciences; 2006.

125. Oonsombat C, Bishara SE, Ajlouni R. The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;123(5):547–550.

126. Toledano M, Osorio R, De Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent*. 2001;14(4):205–210.

127. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. 2001.

128. Brännström M, Nordenvall KJ, Malmgren O. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. *Am J Orthod*. 1978;74(5):522–530.

129. Gorelick L. Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealant-composite: a 12-month assessment. *Am J Orthod*. 1977;71(5):542–553.

130. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111(5):498–501. doi:10.1016/S0889-5406(97)70286-5

131. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2001;71(6):466–469.

132. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod*. 1980;77(3):269–283.

133. Johnston CD, Burden DJ, Hussey DL, Mitchell CA. Bonding to molars-the effect of etch time (an in vitro study). *Eur J Orthod*. 1998;20(2):195–199.

134. Peutzfeldt A, Nielsen LA. Bond strength of a sealant to primary and permanent enamel: phosphoric acid versus self-etching adhesive. *Pediatr Dent*. 2004;26(3):240–244.

135. Hosoya Y, Kawashita Y, Yoshida M, Suefuji C, Marshall GW. Fluoridated light-activated bonding resin adhesion to enamel and dentin: primary vs. permanent. *Pediatr Dent*. 2000;22(2):101–106.

136. Welbury R, Raadal M, Lygidakis NA. EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. *Eur J Paediatr Dent*. 2004;5:179–184.

137. Boj JR, Martín AM, Espasa E, Cortés O. Bond strength and micro morphology of a self-etching primer versus a standard adhesive system with varying etching times in primary teeth. *Eur J Paediatr Dent*. 2004;5(4):233–238.

138. Cehreli ZC, Altay N. Etching effect of 17% EDTA and a non-rinse conditioner (NRC) on primary enamel and dentin. *Am J Dent*. 2000;13(2):64–68.

139. Millett DT, McCabe JF. Orthodontic bonding with glass ionomer cement. *Eur J Orthod*. 1996;18(1):385–399.

140. Meng CL, Li CH, Wang WN. Bond strength with APF applied after acid etching. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1998;114(5):510–513.

141. Komori A, Ishikawa H. The effect of delayed light exposure on bond strength: light-cured resin-reinforced glass ionomer cement vs light-cured resin. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1999;116(2):139–145.

142. Al Shamsi A, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod*. 2006;76(4):694–699.

143. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1997;111(5):498–501.

144. Gardner A, Hobson R. Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;120(1):64–67.

145. Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod*. 1999;69(3):267–275.

146. Triolo Jr PT, Swift Jr EJ, Mudgil A, Levine A. Effects of etching time on enamel bond strengths. *Am J Dent*. 1993;6(6):302–304.

147. Retief DH. A comparative study of three etching solutions: Effects on contact angle, rate of etching and tensile bond strength. *J Oral Rehabil*. 1974;1(4):381–390.

148. Hegde VS, Khatavkar RA. A new dimension to conservative dentistry: Air abrasion. *J Conserv Dent JCD*. 2010;13(1):4.

149. Charles A, Senkutvan RS, Ramya RS, Jacob S. Evaluation of shear bond strength with different enamel pretreatments: An in vitro study. *Indian J Dent Res*. 2014;25(4):470.

150. Zachrisson YØ, Zachrisson BU, Büyükyilmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1996;109(4):420–430.

151. Sunna S, Rock WP. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial. *Br J Orthod*. 1998;25(4):283–287.

152. Alzainal AH, Majud AS, Al-Ani AM, Mageet AO. Orthodontic bonding: review of the literature. *Int J Dent*. 2020;2020.

153. Berk N, Başaran G, Özer T. Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *Eur J Orthod*. 2008;30(2):183–189.

154. Patcas R, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. Surface and interfacial analysis of sandblasted and acid-etched enamel for bonding orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2015;147(4):S64–S75.

155. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*. 2010;104(4):247–257.

156. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture Resistance of Lithium Disilicate--, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *Int J Prosthodont*. 2001;14(3).

157. Chung K, Hsu B, Berry T, Hsieh T. Effect of sandblasting on the bond strength of the bondable molar tube bracket. *J Oral Rehabil*. 2001;28(5):418–424.

158. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. 1960.

159. Myers TD. Effects of a pulsed Nd: YAG laser on enamel and dentin. Içinde: *Laser Surgery: Advanced Characterization, Therapeutics, and Systems II*. C 1200. SPIE; 1990:425–436.

160. Parker S. Introduction, history of lasers and laser light production. *Br Dent J*. 2007;202(1):21–31.

161. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin*. 2004;48(4):751–770.

162. Işiker Kara G. Er: YAG lazer destekli ve diyot lazer destekli rezektif gingival cerrahi ile ortaya çıkan operatif sıcaklık seviyelerinin tespiti ve postoperatif enflamasyon, epitelizasyon ve ağrı üzerine etkilerinin klinik ve biyokimyasal olarak değerlendirilmesi. 2020.

163. Doğan GE, Demir T, Orbak R. Periodontolojide düşük doz lazer uygulamaları. *Clin Exp Heal Sci*. 2014;4(1):43–50.

164. ÖZCAN A, SEVİMAY M. Diş Hekimliğinde Lazer. *Turkiye Klin Dishekim Bilim Derg*. 2016;22(2).

165. Amer ME, Heo M-S, Brooks SL, Benavides E. Anatomical variations of trabecular bone structure in intraoral radiographs using fractal and particles count analyses. *Imaging Sci Dent*. 2012;42(1):5–12.

166. Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi T, Ito M. Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *Eur J Orthod*. 1999;21(2):193–198.

167. Kravitz ND, Kusnoto B. Soft-tissue lasers in orthodontics: an overview. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;133(4):S110–S114.

168. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc*. 2004;135(2):204–212.

169. Yiğit ŞB, Gürsel M. Periodontolojide Lazer. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2007;16(1):67–73.

170. Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995)*. 2003;24(12):935–948.

171. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;123(5):540–546.

172. Li R, Ren Y, Han J. Effects of pulsed Nd: YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China J Stomatol*. 2000;18(6):377–379.

173. Akçiçek G, Akçiçek S, Uysal S, Çağırankaya BL, Avcu N. Diş hekimliğinde lazer uygulamaları: Derleme. *Dicle Dişhekimligi Derg*. 2010;11:26–30.

174. Kreisler M, Götz H, Duschner H, d'Hoedt B. Effect of Nd: YAG, Ho: YAG, Er: YAG, CO 2, and GaAlAs Laser Irradiation on Surface Properties of Endosseous Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(2).

175. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;119(6):672–673.

176. Roberts-Harry DP. Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: a preliminary clinical study. *Lasers Surg Med*. 1992;12(5):467–470.

177. CORPAS-PASTOR L, MORENO JV, GARRIDO JDEDL-G, MURIEL VP, MOORE K, ELIAS A. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc*. 1997;128(6):732–737.

178. Çapan C. Forforik asit ve Er: Yag laser ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine

yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin karşılaştırılması. 2005.

179. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med*. 1989;9(4):338–344.

180. Hossain M, NAKAMURA Y, YAMADA Y, KIMURA Y, NAKAMURA GEN, MATSUMOTO K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er: YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg*. 1999;17(3):105–109.

181. Sasaki LH, Lobo PDC, Moriyama Y, vd. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er: YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro. *Braz Dent J*. 2008;19:57–61.

182. Klein ALL, Rodrigues LKA, Eduardo CP, Nobre dos Santos M, Cury JA. Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(3):239–244.

183. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh Jr JT. Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*. 1996;75(1):599–605.

184. Martínez-Insua A, da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser–treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*. 2000;84(3):280–288.

185. Topcuoglu T, Oksayan R, Ademci KE, Goymen M, Usumez S, Usumez A. Effects of water flow rate on shear bond strength of orthodontic bracket bonded to enamel surface after Er: YAG laser ablation. *Photomed Laser Surg*. 2013;31(10):486–491.

186. de Jesus Tavarez RR, Bezerra GL, de Souza Penha KJ, Torres CRG, Firoozmand LM. Er: YAG pre-treatment for bonding of orthodontic bracket: 1 year of in vitro treatment. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2017;9:19.

187. Tavas MA, Watts DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. *Br J Orthod*. 1979;6(4):207–208.

188. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1990;97(2):121–125.

189. Keim RG. 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures Part 1 results and trends. *J clin orthod*. 2002;36:553–568.

190. Cooper RB, Goss M, Hamula W. Direct bonding with light-cured adhesive precoated brackets. *J Clin Orthod JCO*. 1992;26(8):477–479.

191. Buonocore M, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res*. 1956;35(6):846–851.

192. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res*. 1992;6(1):44–49.

193. Buonocore MG. Caries prevention in pits and fissures sealed with an adhesive resin polymerized by ultraviolet light: a two-year study of a single adhesive application. *J Am Dent Assoc*. 1971;82(5):1090–1093.

194. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am J Orthod*. 1972;62(3):236–244.

195. Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;121(5):510–515.

196. Fan PL, Wozniak WT, Reyes WD, Stanford JW. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *J Am Dent Assoc*. 1987;115(3):442–445.

197. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater*. 2004;20(1):72–79.

198. Oesterle LJ, Messersmith ML, Devine SM, Ness CF. Light and setting times of visible-light-cured orthodontic adhesives. *J Clin Orthod JCO*. 1995;29(1):31–36.

199. Cipolla AJ. Laser curing of photoactivated restorative materials. *ILT Syst*. 1993:1–3.

200. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH. Argon laser irradiation in root surface caries: in vitro study examines laser's effects. *J Am Dent Assoc*. 1994;125(4):401–407.

201. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod*. 2000;70(1):28–33.

202. Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2000;118(3):274–279.

203. Kurchak M, DeSantos B, Powers J, Turner D. Argon laser for light-curing adhesives. *J Clin Orthod JCO*. 1997;31(6):371–374.

204. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent*. 2000;13(Spec No):77D-81D.

205. Oesterle LJ, Shellhart WC. Bracket bond strength with transillumination of a light-activated orthodontic adhesive. *Angle Orthod*. 2001;71(4):307–311.

206. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Klersy C. Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004;125(3):342–347.

207. La Torre G, Marigo L, Pascarella GA, Rumi G. Light-emitting diodes (LED) technology applied to the photopolymerization of resin composites. *Minerva Stomatol*. 2003;52(5):193–200.

208. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;122(3):236–241.

209. Bishara SE, Ajlouni R OC. No Title. *Bond Orthod Brac to Compos using dif- ferent Surf Prep Adhes mers a Comp study World J Orthod 2003;4343–7*. 2003;4:343–347.

210. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*. 1995;11(2):126–131.

211. AYAZ DF, TAĞTEKİN D, YANIKOĞLU F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2011;2011(4):49–56.

212. Eren F. Er, Cr: Ysgg Ve Er: Yag Lazer Ile hazırlanan Dentin yüzeylerine, farklı Rezin Simanlarla Uygulanan Seramiklerin bağlanma Kuvvetlerinin İn-Vitro Olarak Incelenmesi. 2009.

213. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater*. 2003;19(7):575–583.

214. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*. 1999;78(2):699–705.

215. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater*. 1998;14(3):194–201.

216. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*. 1991;4(5):231–236.

217. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er, Cr: YSGG laser etching. *J Prosthet Dent*. 2003;90(1):24–30.

218. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):349–355.

219. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering

ceramics. *Dent Mater*. 2006;22(9):857–863.

220. No Title. *Türkiye Atom Enerj Kurumu - Taramalı Elektron mikroskobu Nasıl Çalışır? Ne İşe Yarar?*. 2017.

221. Deveci E. Mikroskop Çeşitleri Çalışma Prensipleri. *Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi*.

222. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*. 1975;9(5):373–387.

223. Gresnigt MMM, Kalk W, Özcan M. Randomized controlled split-mouth clinical trial of direct laminate veneers with two micro-hybrid resin composites. *J Dent*. 2012;40(9):766–775.

224. Stefanski S, van Dijken JW V. Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clin Oral Investig*. 2012;16(1):147–153.

225. Demirci M, Tuncer S, Öztaş E, Tekçe N, Uysal Ö. A 4-year clinical evaluation of direct composite build-ups for space closure after orthodontic treatment. *Clin Oral Investig*. 2015;19(9):2187–2199.

226. Cetin AR, Unlu N. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dent Mater J*. 2009;28(5):620–626.

227. Göztaş Z, Tosun G, Yıldız E, Kahraman K. Nanodoldurucu içeren beş farklı kompozitin yüzey sertliği ve pürüzlülüğü açısından değerlendirilmesi. *Selcuk Dent J*. 2014;1(2):43–48.

228. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent*. 2004;29(6):698–704.

229. Diaz-Arnold AM, Arnold MA, Williams VD. Measurement of water sorption by resin composite adhesives with near-infrared spectroscopy. *J Dent Res*. 1992;71(3):438–442.

230. Santos C, Clarke RL, Braden M, Guitian F, Davy KWM. Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials*. 2002;23(8):1897–1904.

231. Bonetti GA, Zanarini M, Parenti SI, Lattuca M, Marchionni S, Gatto MR. Evaluation of enamel surfaces after bracket debonding: an in-vivo study with scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2011;140(5):696–702.

232. Abd SD, Al-Khatieeb MM. Shear bond strength and excess adhesive surface

topography of different bonding systems after thermocycling: a comparative in-vitro study. *Int J Med Res Heal Sci*. 2018;7(3):46–54.

233. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket–cement interface. *J Orthod*. 2000;27(3):249–254.

234. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. *İzmir Ege Üniversitesi Basımevi*. 1999:6–7.

235. Theodorakopoulou LP, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield Jr W. Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004;125(3):329–336.

236. Ostby AW, Bishara SE, Denehy GE, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of self-etchant pH on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;134(2):203–208.

237. Mirzakouchaki B, Kimyai S, Hydari M, Shahrbaf S, Mirzakouchaki-Boroujeni P. Effect of self-etching primer/adhesive and conventional bonding on the shear bond strength in metallic and ceramic brackets. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012;17(1):e164.

238. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MMA, Warren JJ, Laffoon JF, Ajlouni R. Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. *Angle Orthod*. 2005;75(2):237–242.

239. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent*. 1999;24:172–180.

240. Papacchini F, Magni E, Radovic I, vd. Effect of intermediate agents and pre-heating of repairing resin on composite-repair bonds. *Oper Dent*. 2007;32(4):363–371.

241. Dall'Oca S, Papacchini F, Radovic I, Polimeni A, Ferrari M. Repair potential of a laboratory-processed nano-hybrid resin composite. *J Oral Sci*. 2008;50(4):403–412.

242. Loomans BAC, Cardoso MV, Roeters FJM, vd. Is there one optimal repair technique for all composites? *Dent Mater*. 2011;27(7):701–709.

243. Fawzy AS, El-Askary FS, Amer MA. Effect of surface treatments on the tensile bond strength of repaired water-aged anterior restorative micro-fine hybrid resin composite. *J Dent*. 2008;36(12):969–976.

244. Lima AF, Ferreira SFA, Catelan A, vd. The effect of surface treatment and bonding procedures on the bond strength of silorane composite repairs. *Acta Odontol Scand*. 2014;72(1):71–75.

245. Özcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GAP, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dent Mater*. 2007;23(10):1276–1282.

246. Lucena-Martín C, González-López S, de Mondelo JMN-R. The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):481–488.

247. Swift Jr EJ, Cloe BC, Boyer DB. Effect of a silane coupling agent on composite repair strengths. *Am J Dent*. 1994;7(4):200–202.

248. Souza MO de, Leitune VCB, Rodrigues SB, Samuel SMW, Collares FM. One-year aging effects on microtensile bond strengths of composite and repairs with different surface treatments. *Braz Oral Res*. 2017;31.

249. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(6):382–393.

250. Soares CJ, Giannini M, Oliveira MT de, Paulillo LAMS, Martins LRM. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Appl Oral Sci*. 2004;12:45–50.

251. Deniz M, Erdur EA, Mehmet A. Direkt ve indirekt kompozit yüzeylere metal braketlerin bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesi. *Selcuk Dent J*. 2020;7(2):326–333.

252. Özel Bektas Ö, Eren D, Herguner Siso S, Akin GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers Med Sci*. 2012;27(4):723–728.

253. Rossato DM, Bandeca MC, Saade EG, Lizarelli RFZ, Bagnato VS, Saad JRC. Influence of Er: YAG laser on surface treatment of aged composite resin to repair restoration. *Laser Phys*. 2009;19(11):2144–2149.

254. G. Ahmadizenouz,B. Esmaeli,A.Taghvaeia,Z.Jamali,T.Jafari,FA. Daneshvar,S.Khafri . Effect of different surface treatments on the shear bond strength of nanofilled composite repairs. 2016;10(1). doi:10.15171/joddd.2016.002

255. Brosh T, Pilo R, Bichacho N, Blutstein R. Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *J Prosthet Dent*. 1997;77(2):122–126.

256. Eliasson ST, Tibballs J, Dahl JE. Effect of different surface treatments and adhesives on repair bond strength of resin composites after one and 12 months of storage using an improved microtensile test method. *Oper Dent*. 2014;39(5):E206–

E216.

257. Yesilyurt C, Kusgoz A, Bayram M, Ulker M. Initial repair bond strength of a nano-filled hybrid resin: Effect of surface treatments and bonding agents. *J Esthet Restor Dent*. 2009;21(4):251–260.

258. Wendler M, Belli R, Panzer R, Skibbe D, Petschelt A, Lohbauer U. Repair bond strength of aged resin composite after different surface and bonding treatments. *Materials (Basel)*. 2016;9(7):547.

259. Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto M, Hattori T, Ishikawa K, Suzuki K. Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2000;117(4):438–443.

260. Bagdelen G. Beyazlatma işlemi yapılmış dişlere uygulanan metal ve porselen braketlerin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi. *Sağlık Bilim Enstitüsü*. 2007.

261. Santana RM, Rached RN, Souza EM, vd. Effect of organic solvents and ultrasound on the removal of orthodontic brackets. *Orthod Craniofac Res*. 2016;19(3):137–144.

262. Joo H-J, Lee Y-K, Lee D-Y, Kim Y-J, Lim Y-K. Influence of orthodontic adhesives and clean-up procedures on the stain susceptibility of enamel after debonding. *Angle Orthod*. 2011;81(2):334–340.

263. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, vd. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater*. 2005;21(11):999–1007. doi:10.1016/j.dental.2004.11.005

264. 2003 I 11405: Dental materials—Testing of adhesion to tooth structure. *Geneve Int Organ Stand*. 2003.

265. Kern M, Fechtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 1994;71(3):251–256.

266. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 2000;79(6):1385–1391.

267. Eustaquio R, Garner LD, Moore BK. Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1988;94(5):421–425.

268. Bourke BM, Rock WP. Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. *Br J Orthod*. 1999;26(4):285–290.

269. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface

treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*. 1994;72(4):355–359.

270. Amaral FLB, Colucci V, PALMA-DIBB RG, Corona SAM. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19(6):340–353.

271. Magni E, Ferrari M, Papacchini F, Hickel R, Ilie N. Influence of ozone on the composite-to-composite bond. *Clin Oral Investig*. 2011;15(2):249–256.

272. Kiomarsi N, Saburian P, Chiniforush N, Karazifard M-J, Hashemikamangar S-S. Effect of thermocycling and surface treatment on repair bond strength of composite. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(8):e945.

273. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. *Clin Oral Investig*. 2011;15(5):625–633.

274. ISO T. 11405 Dental materials—Guidance on testing of adhesion to tooth structure. *Int Organ Stand Switzerland, Genf*. 1994.

275. Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI. Shear bond strength of metal brackets on enamel. *Angle Orthod*. 2006;76(5):851–856.

276. Tavares SW, Consani S, Nouer DF, Magnani MBB de A, Nouer PRA, Martins LM. Shear bond strength of new and recycled brackets to enamel. *Braz Dent J*. 2006;17:44–48.

277. Arnold RW, Combe EC, Warford Jr JH. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;122(3):274–276.

278. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1998;114(5):514–519.

279. Zeppieri IL, Chung C-H, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;124(4):414–419.

280. Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;123(6):633–640.

281. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;124(4):410–413.

282. Lee B-S, Hsieh T-T, Lee Y-L, vd. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er: YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod*. 2003;73(5):565–570.

283. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2005;75(5):832–835.

284. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2006;129(2):261–265.

285. Winchester L. Direct orthodontic bonding to porcelain: an in vitro study. *Br J Orthod*. 1991;18(4):299–308.

286. Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1999;116(6):635–641.

287. Varlik SK, Ulusoy Ç. Effect of light-cured filled sealant on shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2009;135(2):194–198.

288. Elekdag-Turk S, Isci D, Ozkalayci N, Turk T. Debonding characteristics of a polymer mesh base ceramic bracket bonded with two different conditioning methods. *Eur J Orthod*. 2009;31(1):84–89.

289. Lowder PD, Foley T, Banting DW. Bond strength of 4 orthodontic adhesives used with a caries-protective resin sealant. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;134(2):291–295.

290. Toroglu MS, Yaylali S. Effects of sandblasting and silica coating on the bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;134(2):181-e1.

291. D'Attilio M, Traini T, Di Iorio D, Varvara G, Festa F, Tecco S. Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. *Angle Orthod*. 2005;75(3):410–415.

292. Bulut H, Türkün M, Türkün LŞ, Işıksal E. Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;132(1):77–83.

293. Liu J-K, Chang L-T, Chuang S-F, Shieh D-B. Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *Angle Orthod*. 2002;72(2):141–145.

294. Hajrassie MKA, Khier SE. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;131(3):384–390.

295. Wang WN, Meng CL, Tarng TH. Bond strength: a comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1997;111(4):374–381.

296. Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Yamamoto K. Effects of 6 self-etching primers on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2009;135(4):424-e1.

297. Başaran G, Özer T, Devecioğlu Kama J. Comparison of a recently developed nanofiller self-etching primer adhesive with other self-etching primers and conventional acid etching. *Eur J Orthod*. 2009;31(3):271–275.

298. Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;122(3):260–266.

299. Droese V, Diedrich P. Research on the tensile bond strength of bracket bases coated with metal plasma. *Fortschr Kieferorthop*. 1992;53(3):142–152.

300. Faltermeier A, Behr M, Müssig D. A comparative evaluation of bracket bonding with 1-, 2-, and 3-component adhesive systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;132(2):144-e1.

301. Özcan M, Finnema K, Ybema A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: effect of bracket base silanization. *Eur J Orthod*. 2008;30(2):176–182.

302. Sinha PK, Nanda RS. The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1997;112(2):132–137.

303. Elvebak BS, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P, Ceen R. Orthodontic bonding with varying curing time and light power using an argon laser. *Angle Orthod*. 2006;76(5):837–844.

304. Gronberg K, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P. Distance and time effect on shear bond strength of brackets cured with a second-generation light-emitting diode unit. *Angle Orthod*. 2006;76(4):682–688.

305. Owens Jr SE, Miller BH. A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. *Angle Orthod*. 2000;70(5):352–356.

306. Dunn WJ. Shear bond strength of an amorphous calcium-phosphate–containing orthodontic resin cement. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;131(2):243–247.

307. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren JJ. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;121(5):521–525.

308. Bishara SE, Fonseca JM, Fehr DE, Boyer DB. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *Angle Orthod*. 1994;64(4):277–282.

309. Chen H-Y, Su M-Z, Chang H-FF, Chen Y-J, Lan W-H, Lin C-P. Effects of different debonding techniques on the debonding forces and failure modes of ceramic brackets in simulated clinical set-ups. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;132(5):680–686.

310. Liu J-K, Chuang S-F, Chang C-Y, Pan Y-J. Comparison of initial shear bond strengths of plastic and metal brackets. *Eur J Orthod*. 2004;26(5):531–534.

311. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren J. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;121(3):297–300.

312. Cacciafesta V, Süßenberger U, Jost-Brinkmann P-G, Miethke R-R. Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light-cured glass ionomer cements: an in vitro study. *Eur J Orthod*. 1998;20(2):177–187.

313. Fernandez L, Canut JA. In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *Eur J Orthod*. 1999;21(1):71–77.

314. Samruajbenjakul B, Kukiattrakoon B. Shear bond strength of ceramic brackets with different base designs to feldspathic porcelains. *Angle Orthod*. 2009;79(3):571–576.

315. Tahmasbi S, Badiee M, Modarresi M. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets to Composite Restorations Using Universal Adhesive. *J Dent (Shiraz, Iran)*. 2019;20(2):75–82. doi:10.30476/DENTJODS.2019.44927

316. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater*. 2005;21(7):616–624.

317. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004;125(3):348–350.

318. Faltermeier A, Behr M. Effect of bracket base conditioning. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2009;135(1):12-e1.

319. Jonke E, Franz A, Freudenthaler J, König F, Bantleon H-P, Schedle A. Cytotoxicity and shear bond strength of four orthodontic adhesive systems. *Eur J Orthod*. 2008;30(5):495–502.

320. Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Müßig D. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding.

Eur J Orthod. 2007;29(6):559–563.

321. Arici S, Caniklioglu CM, Arici N, Ozer M, Oguz B. Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *Angle Orthod*. 2005;75(2):254–259.

322. Oz AA, Yazicioglu S, Arici N, Akdeniz BS, Murat N, Arıcı S. Assessment of the confidence of the adhesive remnant index score with different Methods. *Turkish J Orthod Vol*. 2014;26(4).

323. Arıcı S, Arıcı N. Effects of thermocycling on the bond strength of a resin-modified glass ionomer cement: an in vitro comparative study. *Angle Orthod*. 2003;73(6):692–696.

324. Ioannidis A, Papageorgiou SN, Sifakakis I, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. Orthodontic bonding and debonding induces structural changes but does not alter the mechanical properties of enamel. *Prog Orthod*. 2018;19(1):1–7.

325. Farzanegan F, Tanbakuchi B. Are bonding agents being effective on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to the composite? *J Dent Mater Tech*. 2014;3(2):61–65.

326. Kao EC, Eliades T, Rezvan E, Johnston WM. Torsional bond strength and failure pattern of ceramic brackets bonded to composite resin laminate veneers. *Eur J Orthod*. 1995;17(6):533–540.

327. Özarslan MM, Üstün Ö, Buyukkaplan US, Barutcigil Ç, Türker N, Barutcigil K. Assessment the bond strength of ceramic brackets to CAD/CAM nanoceramic composite and interpenetrating network composite after different surface treatments. *Biomed Res Int*. 2018;2018.

328. Chunhacheevachaloke E, Tyas MJ. Shear bond strength of ceramic brackets to resin-composite surfaces. *Aust Orthod J*. 1997;15(1):10–15.

329. Dehghani M, Ahrari F. The effect of surface treatment with Er: YAG laser on shear bond strength of orthodontic brackets to fiber-reinforced composite. *J Clin Exp Dent*. 2014;6(4):e379.

330. Eslamian L, Borzabadi-Farahani A, Mousavi N, Ghasemi A. A comparative study of shear bond strength between metal and ceramic brackets and artificially aged composite restorations using different surface treatments. *Eur J Orthod*. 2012;34(5):610–617.

331. Zarif Najafi H, Mousavi M, Nouri N, Torkan S. Evaluation of the effect of different surface conditioning methods on shear bond strength of metal brackets bonded to aged composite restorations. *Int Orthod*. 2019;17(1):80–88. doi:10.1016/j.ortho.2019.01.009

332. Valizadeh S, Alimohammadi G, Nik TH, Etemadi A, Tanbakuchi B. In vitro evaluation of shear bond strength of orthodontic metal brackets to aged composite using a self-adhesive composite: Effect of surface conditioning and different bonding agents. *Int Orthod*. 2020;18(3):528–537.

333. Farhadifard H, Rezaei-Soufi L, Farhadian M, Shokouhi P. Effect of different surface treatments on shear bond strength of ceramic brackets to old composite. *Biomater Res*. 2020;24(1):1–7.

334. Demirtas HK, Akin M, Ileri Z, Basciftci FA. Shear-bond-strength of orthodontic brackets to aged nano-hybrid compositeresin surfaces using different surface preparation. *Dent Mater J*. 2015;34(1):86–90.

335. Mirhashemi AH, Chiniforush N, Sharifi N, Hosseini AM. Comparative efficacy of Er, Cr: YSGG and Er: YAG lasers for etching of composite for orthodontic bracket bonding. *Lasers Med Sci*. 2018;33(4):835–841.

336. Viwattanatipa N, Jermwiwatkul W, Chintavalakorn R, Nanthavanich N. The effect of different surface preparation techniques on the survival probabilities of orthodontic brackets bonded to nanofill composite resin. *J Orthod*. 2010;37(3):162–173.

337. Hammad SM, El Banna MS. Effects of cyclic loading on the shear bond strength of metal orthodontic brackets bonded to resin composite veneer surface using different conditioning protocols. *Prog Orthod*. 2013;14(1):1–6.

338. Borzangy S. Impact of surface treatment methods on bond strength of orthodontic brackets to indirect composite provisional restorations. *J Contemp Dent Pract*. 2019;20(12):1412–1416.

339. Sobouti F, Dadgar S, Sanikhaatam Z, Nateghian N, Saravi MG. Effects of two erbium-doped yttrium aluminum garnet lasers and conventional treatments as composite surface abrasives on the shear bond strength of metal brackets bonded to composite resins. *J Orthod Sci*. 2016;5(1):18.

340. Tayebi A, Fallahzadeh F, Morsaghian M. Shear bond strength of orthodontic metal brackets to aged composite using three primers. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(6):e749.

HAM VERİLER

FORMLAR

ETİK KURUL KARARI

PATENT HAKKI İZNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

YENİ VE YAŞLANDIRILMIŞ REÇİNE KOMPOZİT YÜZEYLERE YAPIŞTIRILAN METAL VE PORSELEN BRAKETLERİN MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

ORİJİNALLİK RAPORU

%14	%14	%4	%4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%7
2	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	%1
3	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	%1
4	acikerisim.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
5	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
6	acikerisim.baskent.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
7	acikerisim.istanbul.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
8	es.scribd.com İnternet Kaynağı	<%1