

T.C.
İSTANBUL KENT ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ BİLİM DALI



İSTANBUL KENT
ÜNİVERSİTESİ

METAL VE PORSELEN BRAKETLERİN YAPIŞTIRILMASINDA
FARKLI IŞIK GÜCÜ UYGULANDIĞINDA MİNE YÜZEYİYLE OLAN
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ VE
MİKROSERTLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Cansu Şeyma AĞRILI

İSTANBUL – 2024

T.C.
İSTANBUL KENT ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ BİLİM DALI

METAL VE PORSELEN BRAKETLERİN YAPIŞTIRILMASINDA
FARKLI IŞIK GÜCÜ UYGULANDIĞINDA MİNE YÜZEYİYLE OLAN
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ VE
MİKROSERTLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Cansu Şeyma AĞRILI

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Merve KURNAZ

İSTANBUL – 2024

KABUL VE ONAY

Cansu Şeyma AĞRILI tarafından hazırlanan “Metal ve Porselen Braketlerin Yapıştırılmasında Farklı Işık Gücü Uygulandığında Mine Yüzeyiyle Olan Makaslama Bağlanma Dayanımlarının ve Mikrosertliğinin Değerlendirilmesi” adlı tez çalışmasının savunma tarihi 17/07/2024 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen jüri tarafından oy birliği /oy çokluğu ile İstanbul Kent Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı Ortodonti Bilim Dalı Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Merve Kurnaz

.....

Üye

Prof. Dr. Sibel BİREN

.....

Üye

Prof. Dr. Gökmen KURT

.....

Üye

Doç. Dr. H. Nuray YILMAZ

.....

Üye

Dr. Öğr. Üyesi İpek ŞAVKAN

.....

İstanbul Kent Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Doç. Dr. Bülent DEMİR

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Cansu Şeyma AĞRILI

17/07/2024



ÖN SÖZ

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesinden yararlandığım İstanbul Kent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı değerli hocam, sayın Prof. Dr. Sibel BİREN'e,

Doktora eğitimim süresince büyük bir özveri ile bana her konuda destek olan, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak bana her zaman yol gösteren çok değerli danışman hocam, sayın Dr. Öğr. Üyesi Merve KURNAZ'a,

Tez izleme komite üyesi Doç. Dr. Hanife Nuray YILMAZ' a,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve becerilerini aktaran ve yetişmemizde büyük katkıları olan saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Feyza ERAYDIN'a, Prof. Dr. Evren ÖZTAŞ'a, Dr. Öğr. Üyesi İpek ŞAVKAN'a, Dr. Öğr. Üyesi Pervin BİLGİNER'e teşekkür eder, saygılarımı sunarım.

Asistanlığım boyunca çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma, kliniğimizin değerli hemşire, sekreter ve personellerine şükranlarımı sunarım.

Hayatımın her anında yanımda hissettiğim ve bu güne gelmemde sonsuz emeği olan sevgili annem Meral DURAK'a, sevgili babam Rıdvan DURAK'a ve beni her zaman destekleyen kardeşim Bengisu Şeyda KOP'a teşekkür ederim.

Bana her zaman gösterdiği anlayış ve sabırla desteğini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili eşim Atahan AĞRILI'ya teşekkür ederim.

Ve doktora sürecime şahit olarak doğup büyüyen, çalışmalarım boyunca beni sabırla evde bekleyen, hayatımıza anlam katan biricik kızım Defne AĞRILI' ya sonsuz sevgilerimi sunarım.

Cansu Şeyma AĞRILI

17/07/2024

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	i
TABLO LİSTESİ	iii
ŞEKİL LİSTESİ	iv
ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
GİRİŞ	1
BÖLÜM 1: TEMEL KAVRAMLAR	3
1.1. Adezyon.....	3
1.2. Diş Hekimliğinde Adezyon	4
1.3. Adeziv Sistemler	5
1.3.1. Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemler.....	6
1.3.2. Kendiliğinden Asitli Adeziv Sistemler.....	7
1.4. Yapıştırıcı Tipleri	9
1.4.1. Kimyasal Sertleşen Yapıştırıcılar	9
1.4.2. Işıklı Sertleşen Yapıştırıcı Kompozitler.....	10
1.5. Kompozit Rezinler.....	10
1.5.1. Organik Polimer Matris Fazı	11
1.5.2. İnorganik Faz.....	12
1.5.3. Ara Faz	13
1.6. Kompozit Resin Materyallerinin Sınıflandırılması	13
1.7. Işık Kaynakları	15
1.7.1. Quartz-Tungsten Halojen Kaynaklar.....	16
1.7.2. Plazma Ark Kaynakları	16
1.7.3. Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode, LED) Kaynakları	16
1.7.4. Argon Lazer Kaynakları	17
1.8. Polimerizasyon	17
1.9. Polimerizasyon Türleri	20
1.9.1. Kimyasal Polimerizasyon.....	20
1.9.2. Işıklı Polimerizasyon	20
1.9.3. Hem Kimyasal Hem de Görünür Işıklı Polimerizasyon	20
1.10. Polimerizasyonu Etkileyen Etmenler	20

1.11. Polimerizasyon Derinliği.....	21
1.12. Sertlik Ölçme Yöntemleri.....	22
1.12.1. Brinell Sertlik Ölçüm Yöntemi.....	22
1.12.2. Knoop Sertlik Ölçme Yöntemi.....	23
1.12.3. Rockwell Sertlik Ölçme Yöntemi	24
1.12.4. Vickers Sertlik Ölçme Yöntemi	25
1.13. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi.....	26
1.14. Bağlanma Dayanımı Testleri.....	27
1.14.1. Çekme (Microtensile) Testi.....	27
1.14.2. Makaslama (Shear) Testi	28
1.15. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM).....	29
BÖLÜM 2: ORTODONTİK BRAKETLER, ÇEŞİTLERİ VE YAPIŞTIRILMASI	31
2.1. Ortodontik Braket Çeşitleri	32
2.1.1. Metal Braketler	32
Plastik Braketler (Kompozit).....	35
2.1.2. Seramik Braketler	36
2.2. Ortodontide Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri.....	41
2.2.1. Asitle Pürüzlendirme Yöntemi	41
2.2.2. Alümina ile Pürüzlendirme (Kumlama) Yöntemi	43
2.2.3. Lazer ile Pürüzlendirme Yöntemi.....	43
2.3. Mine Yüzeyine Braketlerin Yapıştırılması İşlemi.....	49
2.3.1. Transfer.....	50
2.3.2. Pozisyonlandırma	51
2.3.3. Uyumlandırma	51
2.3.4. Fazlalığın Alınması	51
2.4. Ortodontide Direkt Bonding.....	51
2.4.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi	51
2.4.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlenmesi	52
2.4.3. Mine Yüzeyinin Örtülmesi	52
BÖLÜM 3: MATERYAL VE YÖNTEM.....	53
3.1. Dişlerin Seçimi	53
3.2. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Saklanma Koşulları	54
3.3. Çalışma Grupları	54

3.4. Dişlerin Hazırlanması	55
3.5. Polimerizasyon İşlemi	58
3.6. Yaşlandırma İşlemi.....	59
3.7. Makaslama Testleri.....	59
3.8. Yüzey Morfolojisi	61
3.9. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Yüzeylerin İncelenmesi için Numunelerin Hazırlanması	62
3.10. Numunelerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi	63
3.11. Sertlik Ölçümleri	63
BÖLÜM 4: ARAŞTIRMA BULGULARI.....	66
4.1. Sertlik Ölçüm Testi Bulguları	66
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Testi Bulguları	70
4.3. Basma Testi Bulguları	81
4.4. ARI Skoru Bulguları.....	86
4.5. Mine Yüzeyinden Alınan SEM Görüntüleri.....	88
4.5.1. Metal Braket Gruplarına ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüleri	88
4.5.2. Seramik Braket Gruplarına ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüleri	93
BÖLÜM 5: TARTIŞMA	97
5.1. Amacın Tartışılması	97
5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	98
5.3. Bulguların Tartışılması.....	100
5.3.1. Sertlik Testi Bulgularının Tartışılması	101
5.3.2. Yüzey pürüzlülüğü Bulgularının Tartışılması	102
5.3.3. Bağlanma Dayanım Testi Bulgularının Tartışılması	104
5.3.4. ARI Skorları Bulgularının Tartışılması	108
5.3.5. SEM Bulgularının Tartışılması.....	108
5.4. Çalışmanın Limitasyonları	109
SONUÇ VE ÖNERİLER	111
KAYNAKÇA.....	114
EKLER	144
ÖZ GEÇMİŞ	145

KISALTMALAR

°C	: Santigrat derece
AISI	: American Iron and Steel Institute
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
ARI	: Adeziv Remnant Index
BHN	: Brinell Sertlik Değeri
Bis-GMA	: Bisfenol-A-Glisidil Dimetakrikat
cm	: Santimetre
cm²	: Santimetre kare
CO₂	: Karbondioksit
Co-Cr	: Kobalt-Krom
DDL	: Düşük doz lazer
dk	: Dakika
EGDMA	: Etilengliko imetakrilat
Er, Cr:YSGG	: Erbiyum, kromyum: Yitriyum-skandiyum-galyum-garnet
Er:YAG	: Erbiyum: Yitriyum-alüminyum-garnet
eV	: Elektronvolt
FTIR	: Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi
g	: gram
HEMA	: Hidroksi Etil Metakrilat
HV	: Vickers sertlik değeri
ISO	: International Standart of Organization
kg	: kilogram
LED	: Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
MDPB	: 12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide
mm	: milimetre
mm²	: milimetre kare
MPa	: Megapaskal
MR	: Manyetik Rezonans
mW	: Miliwatt
N	: Newton
Nd:YAG	: Neodimyum: Yitriyum-alüminyum-garnet
Ni-Ti	: Nikel-Titanyum

nm	: Nanometre
OF	: Ortofosforik Asit
s	: Saniye
SAE	: Society of Automotive Engineers
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
SPSS	: Sosyal Bilimler İçin İstatistik Paketi (Statistical Package For Social
TEGDMA	: Trietilengliko Dimetakrilat
TEM	: Geçirimli Elektron Mikroskobu (Transmission Electron Microscope)
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
W	: Watt
µm	: Mikrometre

TABLO LİSTESİ

Tablo 1 : Doldubüyükliklerine göre kompozit sınıflandırılması	14
Tablo 2 : Sertlik Ölçüm Testleri	22
Tablo 3 : Ortodontik Apareylerin Manyetik Rezonans Görüntülemeye Uygunluğu.....	37
Tablo 4 : Dalga Boyları, Absorbsiyon-Yansıma-Transmisyon Oranları Ve Diş Hekimliğinde Yaygın Olarak Kullanılan Lazer Çeşitleri.....	49
Tablo 5 : Çalışma Grupları	55
Tablo 6 : Yapıştırıcı Türü İle Sertlik Arasındaki İlişki.....	67
Tablo 7 : Süre ile Sertlik Arasındaki İlişki	68
Tablo 8 : Yüzeyler ile Sertlik Arasındaki İlişki.....	69
Tablo 9 : Seramik Braket Kullanılarak Elde Edilen Yapıştırma Öncesi ve Sonrası Pürüzlülük Değerlerine Ait ANOVA Analizi.....	78
Tablo 10 : Metal Braket Kullanılarak Elde Edilen Yapıştırma Öncesi ve Sonrası Pürüzlülük Değerlerine Ait ANOVA Analizi.....	80
Tablo 11 : Farklı Yapıştırıcı Türlerinde Basma Testlerine Ait Levene's Testi.....	86
Tablo 12 : ARI Skorlarına Ait ANOVA Analizleri.....	88

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1 : Yapışma Bağlantılarındaki Adezyon ve Kohezyonun Şematik Gösterimi.....	3
Şekil 2 : Diş Hekimliğinde Görülen Adezyon Tipleri	4
Şekil 3 : Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması.....	5
Şekil 4 : Polimerizasyon Başlatma Reaksiyonu (Anusavice Vd., 2012)	18
Şekil 5 : Polimerizasyon Çoğalma Reaksiyonu(Anusavice Vd., 2012).....	19
Şekil 6 : Polimerizasyon Sonlanma Reaksiyonu (Anusavice Vd., 2012)	19
Şekil 7 : Brinell Testi	23
Şekil 8 : Knoop Testi	24
Şekil 9 : Rockwell Testi	25
Şekil 10 : Vicker's Testi.....	26
Şekil 11 : Instron Universal Çekme Test Cihazı.....	28
Şekil 12 : SEM Cihazının Ana Bileşenleri.....	30
Şekil 13: Braketlere Ait Genel Bir Görünüş	30
Şekil 14 : Metal Braketler	33
Şekil 15 : Seramik Braketler	38
Şekil 16 : Lazer-Doku Etkileşim Tipleri.....	44
Şekil 17 : Lazerlerin Sınıflandırılması	46
Şekil 18 : G*Power İstatistik Analizi (Murat Yıldırım)	53
Şekil 19 : % 0,1'lik Timol Solüsyonu İçerisinde Bekletilmiş Dişler	54
Şekil 20 : a) Roth Sistem Mini Master (Orto Sistem, American Orthodontics, USA) Paslanmaz Çelik Braketler b) Clarity Advanced (3M Unitek, USA) Seramik Braketler.....	55
Şekil 21 : Akrilik Bloklara Yerleştirilen Çalışma Grupları	56
Şekil 22 : Transbond XT Yapıştırıcı.....	57
Şekil 23 : Ivoclar Vivadent Yapıştırıcı	57
Şekil 24 : Akriliğe Gömülmüş Diş Örnekler	58
Şekil 25 : a) Valo Ortho Cordless Işık Cihazı b) Işık Cihazı ile Polimerizasyon İşlemi.....	58
Şekil 26 : Salubris Termal Siklus Cihazı	59
Şekil 27 : 17*25 SS Tel ile Ligatürlenmiş Dişler	60
Şekil 28 : Shimadzu AGS-X Universal Test Cihazı	61
Şekil 29 : ZEISS OPMI Pico Stereo Mikroskobu.....	61
Şekil 30 : ARI Skoru.....	62

Şekil 31 : SEM Tablasına Sabitlenen Numuneler	63
Şekil 32 : Shimadzu HVM-2 Mikro Sertlik Test Cihazı	64
Şekil 33 : a, b) Vickers Mikro Sertlik İçin Alınan Numune Örnekleri c) Vickers Mikro Sertlik Ölçümü Uygulaması d) Sertlik Ölçümlerinde Alınan Sistem Görüntüsü.....	65
Şekil 34 : Numunelere Ait Ortalama Sertlik Değerleri Grafiği	66
Şekil 35 : Yapıştırıcı Türü ile Sertlik Arasındaki İlişki	68
Şekil 36 : Süre ile Sertlik Arasındaki İlişki	69
Şekil 37 : Yüzeyler ile Sertlik Arasındaki İlişki	70
Şekil 38 : Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 6 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Metal Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri.....	71
Şekil 39 : Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 20 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Metal Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri.....	71
Şekil 40 : Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 6 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Metal Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri	72
Şekil 41 : Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 20 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Metal Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri.....	73
Şekil 42 : Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 3 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Seramik Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri.....	74
Şekil 43 : Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 20 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Seramik Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri.....	75
Şekil 44 : Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 3 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Seramik Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri.....	76
Şekil 45 : Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 20 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Seramik Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri.....	77
Şekil 46 : Seramik Braketlerde Yüzey Pürüzlülüğünün Yapıştırma Öncesi ve Sonrası Arasındaki İlişki.....	79
Şekil 47 : Seramik Braketlerde Yüzey Pürüzlülüğünün Yapıştırma Öncesi ve Sonrası Arasındaki İlişki.....	80
Şekil 48 : Farklı Yapıştırıcı Türü ve Kürleme Sürelerinde Metal Braketlerin Basma Davranışı	81
Şekil 49 : Farklı Yapıştırıcı Türü ve Kürleme Sürelerinde Seramik Braketlerin Basma Davranışı	82
Şekil 50 : Farklı Braket Malzemeleri ve Farklı Yapıştırıcıların Aynı Süre Altındaki Basma Davranışı	83

Şekil 51 : ARI Skoru Dağılım Grafiği	87
Şekil 52 : Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 6 Saniye Kürleştirilen Metal Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü	89
Şekil 53 : Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 20 Saniye Kürleştirilen Metal Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü	90
Şekil 54 : Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 6 Saniye Kürleştirilen Metal Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü	91
Şekil 55 : Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 20 Saniye Kürleştirilen Metal Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü	92
Şekil 56 : Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 3 Saniye Kürleştirilen Seramik Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü	93
Şekil 57 : Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 20 Saniye Kürleştirilen Seramik Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü	94
Şekil 58 : Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 3 Saniye Kürleştirilen Seramik Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü	95
Şekil 59 : Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 20 Saniye Kürleştirilen Seramik Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü	96

ÖZET

İstanbul Kent Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Metal ve Porselen Braketlerin Yapıştırılmasında Farklı Işık Gücü Uygulandığında Mine Yüzeyiyle Olan Makaslama Bağlanma Dayanımlarının ve Mikrosertliğinin

Değerlendirilmesi

Doktora Tezi

Cansu Şeyma AĞRILI

Ortodonti Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Merve KURNAZ

Temmuz, 2024 - 144

Amaç: Çalışmamızda hekimler için hasta başı klinik zamanı kısaltmak amacıyla tasarlanan yüksek dalga boylu ışık cihazlarının, konvansiyonel metal braketler ve ışık geçirgenliği fazla porselen braketler ile farklı yapıştırıcı materyallerde etkisinin değerlendirilerek bağlanma dayanımının incelenmesi amaçlanmıştır. Farklı kimyasal ve yapısal özellikte olan braketlerin ortodontik tedaviden sonra diş yüzeyinden çıkarılmasının mine yüzeyine etkisi, test edilen yapıştırıcıların ortodontik kuvvetlere dayanımı araştırılacaktır.

Yöntem: G*power 3.1.9.4 programı kullanılarak yapılan güç analizi sonucunda belirlenen %95 güven düzeyi, %80 test gücü ve $d = 0,777$ etki büyüklüğü ile grupların her biri 15 örnekten oluşan toplam 120 küçük azı dişi üzerine odaklanılmıştır. Çalışma grupları, farklı braket, yapıştırıcı ve polimerizasyon süreleri kombinasyonlarından oluşan 8 gruptan meydana gelmiştir. Dişler, bakteri ürememesi ve mine yüzeyi bozulmaması için çekim sonrası oda sıcaklığında %0,1'lik timol solüsyonu içeren cam şişelerde saklanmıştır. Dişler, polisaj yapılarak temizlendikten sonra belirli gruplara göre yapıştırıcı uygulaması yapılmıştır. Farklı ortodontik gruplara ait olan seramik ve metal braketler, özellikle Ivoclar Vivadent ve Transbond XT yapıştırıcıları ile Valo Ortho Cordless Işık Cihazı kullanılarak farklı uygulama sürelerini içermektedir. Birinci grup Transbond XT ile yapıştırılan metal braketler için 6 saniye, ikinci grup Transbond XT ile yapıştırılan metal braketler için 20 saniye, üçüncü grup ile Ivoclar Vivadent ile yapıştırılan metal braketler için 6 saniye, dördüncü grup Ivoclar Vivadent ile yapıştırılan metal braketler için 20 saniye, beşinci grup Transbond XT ile yapıştırılan seramik braketler için 3 saniye, altıncı grup Transbond XT ile yapıştırılan seramik braketler için 20 saniye, yedinci grup Ivoclar Vivadent ile yapıştırılan seramik braketler için 3 saniye ve sekizinci grup Ivoclar Vivadent ile yapıştırılan seramik braketler için 20 saniye uygulama sürelerini belirtmektedir. Bu işlemlerin ardından dişler termal döngüye tabi tutularak yaşlandırılmıştır.

Basma testi, braketlerin uygun pozisyona yerleştirilmesi ve Shimadzu AGS-X Universal test cihazında uygulanması ile gerçekleştirilmiştir. Kırılma anında bilgisayar tarafından otomatik olarak durdurulmuş ve sonuçlar MPa cinsinden bulunmuştur. Adezyon kalıntıları, Artık Adeziv İndeksi (ARI) skoru kullanılarak sınıflandırılmış ve koptuktan sonra dişlerin bukkal yüzeyleri stereomikroskop altında inceleme için hazırlanmıştır.

Son olarak, Vickers mikro sertlik testi için plastik kalıplar kullanılarak hazırlanan disklerin içine yerleştirilen rezinlerin polimerizasyonu, belirli şartlarda ve güçte Valo Ortho Cordless Işık Cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Bulgular: Sertlik ölçümlerinde, Transbond 3 s uygulamasında en düşük üst yüzeyde 15 HV_{0,3}, en yüksek ise 45 HV_{0,3} olarak ölçülmüştür. Ivoclar 3 s uygulamasında ise en düşük üst yüzeyde 14 HV_{0,3}, en yüksek ise 22 HV_{0,3} olarak belirlenmiştir. Transbond ve Ivoclar yapıştırıcıları için daha uzun uygulama süreleri, daha yüksek sertlik değerleri sağlamıştır.

Metal braketler için yapılan basma testlerinde Transbond yapıştırıcı ile en düşük bağlanma kuvveti 3,02 MPa, en yüksek ise 44,11 MPa olarak ölçülmüştür. Seramik braketler için ise Transbond yapıştırıcı ile en düşük bağlanma kuvveti 13,82 MPa, en yüksek ise 19,84 MPa olarak tespit edilmiştir. Farklı yapıştırıcı türleri ve kürleme süreleri, genel olarak bağlanma kuvvetleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Özellikle, 20 saniyelik kürleme süresiyle yapılan uygulamalarda genellikle daha yüksek bağlanma kuvvetleri bulunmuştur.

Sonuç: Transbond ve Ivoclar yapıştırıcılarının kullanımıyla elde edilen bulgular incelendiğinde, daha uzun uygulama sürelerinin genellikle daha yüksek sertlik değerlerine yol açtığı görülmüştür.

Metal ve seramik braketler için yapılan basma testlerinde, Transbond yapıştırıcının genellikle daha yüksek bağlanma kuvvetleri sağladığı belirlenmiştir. Farklı yapıştırıcı türleri ve kürleme sürelerinin, genel olarak bağlanma kuvvetleri üzerinde belirgin bir etkisi olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca, ARI-2 değerlerinin uygulama süresiyle arttığı ve genellikle en yüksek sonuçları verdiği tespit edilmiştir.

Bu bulgular, ortodontik uygulamalarda yapıştırıcı seçimi ve uygulama sürelerinin önemini vurgulamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Adeziv, bağlanma dayanımı, makaslama direnci, seramik braketler, mikrosertlik, Vickers.

ABSTRACT

İstanbul Kent University, Postgraduate Education Institute

**Evaluation of Shear Bond Strength and Microhardness with the Enamel Surface When
Different Light Power is Applied in the Bonding of Metal and Porcelain Brackets**

PhD Thesis

Cansu Şeyma AĞRILI

Department of Orthodontics

Supervisor: Asst. Prof. Merve KURNAZ

July, 2024 - 144

Objective: The aim of current study, the compatibility and bonding strength of high-intensity light devices designed to shorten chairside time for clinicians were evaluated with conventional metal brackets and high-translucency porcelain brackets using different adhesive materials. Also was to assess the impact of brackets with different chemical and structural properties on the enamel surface after orthodontic treatment and to investigate the resistance of tested adhesives to orthodontic forces.

Method: A total of 120 premolars, each group consisting of 15 specimens, were focused on, with a 95% confidence level, 80% test power, and an effect size of $d = 0.777$, as determined by power analysis using the g*power 3.1.9.4 program. The study groups consisted of 8 groups with different combinations of brackets, adhesives and polymerization times. The teeth were stored in glass bottles containing 0.1% thymol solution at room temperature after extraction to prevent bacterial growth and enamel surface deterioration. After the teeth were cleaned by polishing, adhesive application was performed according to certain groups. Ceramic and metal brackets belonging to different orthodontic groups, especially Ivoclar Vivadent and Transbond XT adhesives, had different application times using Valo Ortho Cordless Light Device. 6 seconds for the first group of metal brackets bonded with Transbond XT, 20 seconds for the second group of metal brackets bonded with Transbond XT, 6 seconds for the third group of metal brackets bonded with Ivoclar Vivadent, 20 seconds for the fourth group of metal brackets bonded with Ivoclar Vivadent, The fifth group indicates application times of 3 seconds for ceramic brackets bonded with Transbond XT, the sixth group indicates application times of 20 seconds for ceramic brackets bonded with Transbond XT, the seventh group indicates application times of 3 seconds for ceramic brackets bonded with Ivoclar Vivadent and the eighth group indicates application times of 20 seconds for ceramic brackets bonded with Ivoclar

Vivadent. After these procedures, the teeth were aged by thermal cycling. The compression test was performed by placing the brackets in the appropriate position and applying them on a Shimadzu AGS-X Universal testing machine. It was automatically stopped by the computer at the moment of fracture and the results were obtained in MPa. The adhesion remnants were classified using the Adhesive Remnant Index (ARI) score and the buccal surfaces of the teeth after fracture were prepared for examination under a stereo microscope.

Finally, for the Vickers microhardness test, the polymerization of the resins placed in disks prepared using plastic molds was performed using the Valo Ortho Cordless Light Device under specific conditions and power.

Results: In hardness measurements, the lowest value was 15 HV0.3 on the upper surface and the highest value was 45 HV0.3 in Transbond 3 s application. In Ivoclar 3 s application, the lowest was 14 HV0.3 on the upper surface and the highest was 22 HV0.3. For Transbond and Ivoclar adhesives, longer application times resulted in higher hardness values. In compression tests for metal brackets, the lowest breaking force was 34.20 N and the highest was 498.52 N with Transbond adhesive. For ceramic brackets, the lowest breaking force was 156.21 N and the highest was 224.20 N with Transbond adhesive. Different adhesive types and curing times have a significant effect on the breaking forces in general. In particular, higher breaking forces were generally found in applications with a curing time of 20 seconds.

Conclusion: Analysis of the findings obtained with Transbond and Ivoclar adhesives revealed that longer application times generally resulted in higher hardness values. For metal and ceramic brackets, Transbond adhesive generally provided higher bond strengths. Different adhesive types and polymerization times generally had a significant effect on bond strengths. Additionally, an increase in application time generally led to higher ARI-2 values. These findings underscore the importance of adhesive selection and application times in orthodontic practices.

Keywords: Adhesive, bond strength, shear resistance, ceramic brackets, microhardness, Vickers

GİRİŞ

Sabit ortodontik tedavide ark teli, braket, tüp, bant gibi pek çok özel ataşman kullanılmaktadır. Ortodontik tedavilerde kullanılan en önemli ataşman brakettir. Ortodontik braketler, labial veya lingual diş yüzeylerine yapıştırılır ve ark telleri yardımıyla dişlere uygulanan kuvvetlerin iletilmesi için bir ortam görevi görür. Ortodontik tedavi tamamlandıktan sonra, braketler sökülüp tedavi sonlandırılmaktadır (Blakey and Mah, 2010).

Ortodontik tedavilerde kimyasal özellikleri farklılık gösteren birçok braket mevcuttur ancak genel itibariyle seramik, plastik ve metal olmak üzere üç tipte üretilmektedir (Özkalaycı ve Çiçek, 2018). Daha çok kullanılan metal brakettir ancak günümüzde estetik beklentisi ön plana çıktığı için estetik braket kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (Espinar-Escalona vd., 2012).

Estetik beklentilerdeki artış, çeşitli tipte plastik braketlerin tasarımını doğurmuştur (Espinar-Escalona vd., 2012). Plastik braketlerin renk değişimi, braket kanatlarında aşınma veya çatlak, slotlarında deformasyon gibi problemlere yol açtığı için terk edilmiş ve seramik braketlerin kullanımı ortaya çıkmıştır (Bayram vd., 2011). 1980'lerde üretilmeye başlanan seramik braketler ile daha önce plastik braket kullanımına bağlı görülen problemler ortadan kalkmıştır (Blakey ve Mah, 2010). Seramik braketler estetik ve renklenmeye karşı daha dirençli olmasıyla ön plana çıkarken; braket kırıkları, braketlerin sökülmesi sonrasında minede oluşan çatlaklar, braketle temas eden karşıt dişlerdeki aşınmalar ve ark teli ile braket arasındaki sürtünmede artış gibi olumsuz yanları da mevcuttur (Espinar-Escalona vd., 2012).

İlk zamanlar halojen ışık kaynakları kullanılırken zamanla ışık kaynakları da gelişmiştir. Işık cihazlarından çıkan ışık yoğunluğunu daha fazla artırmak için yapılan çalışmalar 1995'te LED cihazların üretimini sağlamıştır. Bu cihazlar ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonu için ideal bulunmuşlardır (Ebert vd., 2016).

Yapılan in vitro araştırmaların birinde polimerizasyon sağlanması açısından LED ışık cihazlarının 20 - 40 s uygulanmasının yeterli olduğu fakat 10 s uygulanmasının yeterli olmadığı bildirilmiştir (Erdur ve Basciftci, 2015b).

Dental veya endüstriyel alanlarda kullanılan polimer malzemelerin, özellikle ışıkla aktive edilen polimerizasyon süreçlerine sahip olanların etkinliği, "ışıkla polimerize olan kompozitlerin etkinliği" terimi ile ifade edilir. Özel bir ışık, bu tür kompozit malzemeleri sertleştirerek polimerizasyon reaksiyonuna neden olur. Işıkla polimerize olan kompozitlerin sertliği mikro-sertlik testleri ile değerlendirilir. Vickers mikro-sertlik testi, diğer testlere

nazaran daha uğraştırıcı olmasına rağmen daha güvenilir sonuçlar vermektedir (Erdur ve Basciftci, 2015a).

Sabit ortodontik tedavinin başarısında en önemli etken diş ve braket arasındaki bağlanma kuvvetinin gücüdür (Akin vd., 2016). Yapılan bir araştırmada bu bağlanma gücünün 6 ile 8 MPa arasında olması gerektiğini belirtilmiştir (Bayram vd., 2011; Reynolds, 1975). Aynı zamanda bağlanma kuvvetinin aşırı olması halinde ise braketler çıkartılırken mine yüzeyinde hasar olabileceği bildirilmiştir (Eminkahyagil vd., 2006).

Braketi diştan ayırmak için uygulanması gereken bağlanma kuvvetlerini ölçmek için çeşitli test yöntemleri vardır. En sık kullanılan standart ölçüm yöntemlerinden biri universal test cihazı ile ölçülen makaslama bağlanma dayanımı (Shear Bond Strength-SBS) testidir (Bahnasi vd., 2013).

Basma dayanıklılığı testi yapılırken kuvvetlerin dengesiz olması sonucu oluşan braketten kırılma ve mine yüzeyinde kopmalara rastlanmaması için kuvvet doğrultusu mine yüzeyine paralel olarak sabitlenmelidir. Bu nedenle, basma dayanıklılığı testi değerlerini ölçerken hata payını en aza indirmek için standardizasyon sağlanmalıdır (Katona ve Long, 2006).

Klinikte braketin diş yüzeyinden tamamen çıkarılması mekanik etki ile gerçekleştiği için mine yüzeyi zarar görebilmektedir. Braket söküm işlemi ardından mine yüzeyinde kalan artık rezin miktarı, mineye verilen zarar açısından önemlidir. Bu kalan artık rezin miktarının hesaplanması için Artun ve Bergland Artık Adeziv İndeksi (ARI) skorunu tanımlamışlardır (Artun ve Bergland, 1984). ARI skoru, mine braket arayüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarıyla ilgili bilgilendirmektedir ve son yapılan çalışmalarda braket söküldükten sonra mine yüzeyinde kalan adeziv rezinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan indekstir (Bahnasi vd., 2013). ARI skoru büyüdükçe, söküm sonrası mine yüzeyinde kalan adeziv rezinin miktarının fazla ve buna bağlı söküm işleminin o kadar sağlıklı olduğu söylenebilir (Bahnasi vd., 2013). ARI skorlaması belirlenirken birden fazla teknik kullanılmaktadır. Klinikte ışık altında çıplak gözle, 3 boyutlu profilometre ile veya stereomikroskop ile belirlenebilmektedir. Çalışmamızdaki bütün grupların ARI skorları stereomikroskop ile belirlenmiştir. ARI skorlamasının doğru olarak belirlenmesi; mineye en az zararı veren söküm tekniğinin belirlenmesi ve en ideal yapıştırıcının tercih edilmesi açısından önemlidir.

BÖLÜM 1: TEMEL KAVRAMLAR

1.1. Adezyon

Yapışma işlemi iki veya daha fazla malzemeyi yapıştırıcı ile birleştirme işlemine denir. Adezyon ve kohezyon olmak üzere ikiye ayrılır (Şekil 1). Adezyon en az iki malzemenin birbiri ile tutunması anlamına gelmektedir. Diğer bir anlamıda bağlanma olarak geçmektedir. Adezyon işlemini gerçekleştiren maddeye adeziv denir ve üç farklı türü vardır. Bunlar;

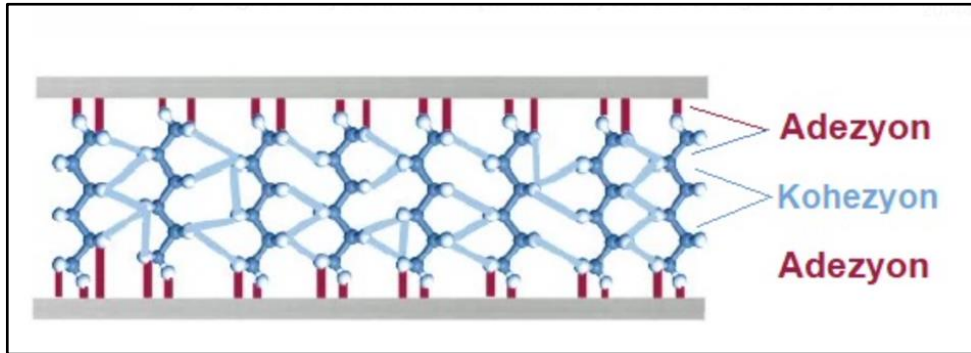
Fiziksel bağlanma: Van Der Waals kuvvetleri ve hidrojen bağları gibi olan veya düz yüzeylerin arasında oluşan bir bağ çeşididir (Pashley ve Carvalho, 1997).

Kimyasal bağlanma: Kovalent, metalik ve iyonik bağlar gibi kimyasal bağ türlerinin etkisiyle aynı yapıda olmayan atom bölgeleri arasında meydana gelen bir bağ türüdür (Pashley ve Carvalho, 1997).

Mekanik bağlanma: Pürüzlü, girintili ve çıkıntılı yüzeylerde oluşan bir bağ türüdür (Pashley ve Carvalho, 1997).

Şekil 1

Yapışma Bağlantılarındaki Adezyon ve Kohezyonun Şematik Gösterimi



Sabit bir ortodontik tedavinin daha uygun ve kaliteli bir şekilde olabilmesi için mine yüzeyinde bulunan yapışmayı sağlayan ataşmanlar ve ortodontik mekanikler arasındaki bağlantıda yeterli bir adeziv tutunmanın olması gerekmektedir (Grubisa vd., 2004). Adeziv uygulaması ilk olarak 1955 yıllarında Buonocore tarafından mineye asit uygulanarak başlatılmıştır. 1970'lerden itibaren ortodontide ataşmanlar dişin yüzeyine direkt olarak yapıştırılmış ve bu işleme "direct bonding" adı verilmiştir (Grubisa vd., 2004). Zachrisson 1977 yılında ortodontik tedavide doğrudan yapıştırmanın uzun vadeli bir değerlendirmesini, estetiği ve diş eti durumunu iyileştirme tekniklerini, tedavi süresini, farklı dişler için başarısızlık oranlarını, braket tutuculuğundaki bireysel varyasyonu ve braket çıkarıldıktan sonra çürük ve mine hasarının

önlenmesi hakkında çalışma yapmış ve tüm tedavi dönemi için başarısızlık oranları, braket çıkarıldıktan sonra normal diş yüzeyi görünümü ve çürük önleme için özel tekniklerin etkinliğini değerlendirmiştir (Bjørn U Zachrisson, 1977).

1.2. Diş Hekimliğinde Adezyon

Adeziv veya siman kullanılarak iki farklı malzemenin birbirine sıkıca bağlanması adezyondur. Bu adezyon süreci, çeşitli diş hekimliği uygulamalarında karşımıza çıkar. Ortodonti, estetik diş hekimliği, protezler ve restorasyonların retansiyonu bunlara örnek olarak verilebilir. Başka bir deyişle total protezlerin tükürük sayesinde yumuşak olan dokuya tutunması bir adezyon olayı olarak vurgulanabilir. Ayrıca, total protezlerin ağızdaki yumuşak dokulara sıkıca yapışması da adezyonun bir örneğini oluşturur.

Mine yüzeyine adezyon, rezinlerin difüzyon, adsorpsiyon ve mekanik gibi yollarla gerçekleşmektedir (Şekil 2);

1. Difüzyon adezyonu, mine yüzeyine rezin monomerlerinin nüfuz etmesiyle oluşur.
2. Adsorpsiyon adezyonu, rezin materyalin mine yüzeyinde tip I kollajen ve hidroksiapatit kristalleri ile kimyasal bağlar kurmasıyla gerçekleşir.
3. Rezin moleküllerinin mine yüzeyindeki rezin taglarına fiziksel olarak bağlanması, mekanik adezyon olarak bilinir.

Şekil 2

Diş Hekimliğinde Görülen Adezyon Tipleri



Rezin materyalinin mine yüzeyine daha güçlü adezyon (yapışma) sağlamasından dolayı aralarında bulunan mesafe ters orantılı olmaktadır. Rezin sıvısının yüzeyi tamamıyla ıslatması temas açısına bağlı olmaktadır. Sıvı yüzeyi kaplar, temas açısı azalır ve hatta sıfıra yaklaşır. Güçlü bir bağlanma için mine yüzeyinin adeziv yüzey gerilimi düşük ve mine enerjisi yüksek olmalıdır (Pashley ve Carvalho, 1997).

Diş hekimliğinde adezyonun avantajları:

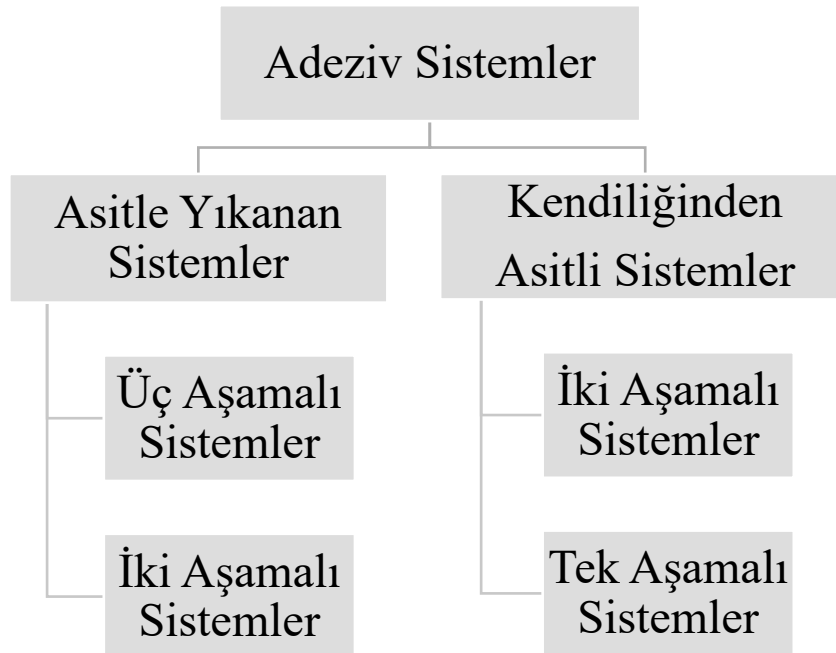
- Mekanik tutuculuk sağlama gerekliliği olmaması
- Restorasyonun retansiyonu
- Diş yapılarının korunması
- Postoperatif hassasiyet, renklenmenin ve mikrosızıntının azalması
- Tekrarlanan çürüklerde düşüş olarak sıralanmaktadır.

1.3. Adeziv Sistemler

Adeziv sistemler, genellikle kendinden asitli sistemler ve asitlenerek yıkananlar olmak üzere iki temel gruba ayrılır (Şekil 3). Asitlenerek yıkanan adezivler, içsel özelliklerine göre üç aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere iki alt kategoride incelenir (Van Landuyt vd., 2007).

Şekil 3

Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması



Diğer taraftan, kendiliğinden asitli sistemler, karmaşıklık düzeyine bağlı olarak tek basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere iki farklı grupta değerlendirilir (Peumans vd., 2010). Bu sınıflandırmalar, adeziv sistemlerin özelliklerini anlamak ve uygulama alanlarına yönelik daha spesifik çözümler geliştirmek açısından önemli bir temel sağlar (Kiremitçi ve Altıncı, 2008; Van Meerbeek vd., 2003).

1.3.1. Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemler

Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler, smear tabakasını ortadan kaldırmak için ayrı bir asitleme ve yıkama aşamalarından oluşur. İlk olarak, yüzeydeki plak ve pelikül asitlenir. Ardından su ile yıkama yapılır. Bu işlem, prizmatik ve interprizmatik mine kristallerinin kaybolmasıyla mine yüzeyinin pürüzlenmesi sağlar. Adezivin bu pürüzlü mine yüzeyinden dolayı daha kolay bağlanması mümkündür (Muñoz vd., 2013).

Mineye adezyon, mikromekanik bir bağlantının sonucudur. Bu durumlarda, pürüzlendirme işlemi için tipik olarak %30-40 oranlarında fosforik asidin kullanılması tavsiye edilir (Van Meerbeek vd., 2001).

Asitlenmiş ve yıkanmış adeziv sistemler iki basamaklı ve üç basamaklı iki kategoriye ayrılır. Bu sınıflandırma, adeziv sistemlerin özelliklerini belirlemek için önemli bir temel oluşturur. Bu, daha özel çözümler geliştirmek için kullanılır (Bishara and Fehr, 1997; McCabe and Walls, 2008; Øgaard, 1989; Tagami vd., 1988).

1.3.1.1. Üç Basamaklı Asitlenerek Yıkanan Adeziv Sistemler

Asit, primer ve bağlantı basamaklarını içeren üç aşamalı sistemdir. Bu sistemler, primerler olarak bifonksiyonel moleküller kullanır. Bonding aşamasında hidrofobik monomerlerden biri olan Bis-GMA ve hidrofilik monomerlerden biri olan HEMA gibi maddeler bulunmaktadır. Bu tür adeziv sistemlerin birkaç avantajı vardır: mine ve dentin dokusunda iyi bir bağlanma, nemli dentin yüzeyi ile iyi bir etkileşim ve restoratif materyallerle, örneğin porselen ve amalgam gibi, etkili bir bağ kurma yeteneğidir. Bununla birlikte, zaman alıcı olması, teknik hassasiyeti ve aşırı kuru veya neme duyarlılığı gibi dezavantajları da vardır (J de De Munck vd., 2005; Van Meerbeek vd., 2003).

1.3.1.2. İki Basamaklı Asitlenerek Yıkanan Adeziv Sistemler

Bu sistemde primer ve adeziv tek bir şişede bulunur. Asidin uygulanmasından sonra, iki aşamalı sistemlerde primer ve bağlantı aşamaları mine ve dentine uygulanır. Bu uygulama süreci, reçine uzantıları oluşturmak için dentin kanallarına penetrasyon sağlar. Dentin üzerine uygulanan

primer, serbest enerjiyi artırarak iyi bir bağlantı sağlar. Ara yüzeyde hidrofobik reçine tabakası yoktur çünkü hidrofilik ve iyonik monomerlerin karışımı vardır. Asitletme sonrasında tek bir şişe içinde bulunan primer ve adeziv, bu yöntemde daha hızlı ve kolay bir uygulama süreci sağlar (Giannini vd., 2015). Dentin yüzeyindeki serbest enerjinin artması, adezivin daha iyi bağlanmasını sağlar. Bu, rezin uzantılarının kanallara daha iyi girmelerine yardımcı olur. Bu hem pratik hem de zaman tasarrufu için tercih edilen bir adeziv uygulama yöntemidir. İki aşamalı sistemlerin avantajı uygulanması kolaydır ve post-operatif hassasiyet daha azdır. Dezavantajı ise üç aşamalı sistemlere göre daha düşük bağlanma olmasıdır (Tay vd., 2002).

1.3.2. Kendiliğinden Asitli Adeziv Sistemler

Bu sistemlerin zamandan tasarruf etmesi, bağlanan işlemlerin sayısını azaltması ve hata oranını düşürmesi amaçlanmıştır. Asitleme, yıkama ve kurutma işlemleri kaldırılmıştır. Mine yüzeyi primer ve adeziv ile kaplanır. Bu tür sistemler için ayrı bir asitleme ve yıkama aşaması gerekmez. Bunun yerine, primerin demineralizasyonu ve infiltrasyonunu sağlamak için asidik monomerler içerir (Choo vd., 2001).

Asidik primerler, metakrilat ve fosforik asit içeren kendinden asitli adeziv sistemlerin primerleridir. Primerdeki fosfatın hidroksiapatitteki kalsiyumu ayırması ve primerdeki çözücü ile birleşmesi, primerdeki adeziv ışıqla polimerize olmasını sağlar (Fjeld ve Øgaard, 2006).

Kendiliğinden asitli adeziv sistemler hafif asidik, orta kuvvetli asidik ve kuvvetli asidik sistemler olarak isimlendirilir. Hafif asidik sistemler smear tabakasını kısmen çözer, bu nedenle hidroksiapatitin tamamı çözülüp çıkarılmaz. Bununla birlikte, monomerin fosfat ve karboksil grupları kollajen liflerin etrafında kalan hidroksiapatit ile kimyasal olarak bağlanır. Bu, mikromekanik ve kimyasal bağlanmaların bir araya gelmesiyle bağlanma dayanımı artar (Perdigão vd., 2012).

Hafif asidik sistemler, orta kuvvetli asidik sistemlere göre daha az yüzey porozitesi sağlayarak daha iyi mekanik bağlanma sağlar. Bununla birlikte, güçlü asidik sistemler hidroksiapatitlerin neredeyse tamamını çözerek dentinde daha derin infiltrasyon sağlarlar. Bu kategorilendirme, her birinin dentin yüzeyi ile adeziv arasında güçlü bir bağ oluşturarak bağlanma dayanımını artırma yeteneğine sahip olduğunu vurgular (Bishara, Ajlouni, vd., 2002).

Kendiliğinden asitli adeziv sistemler iki ana kategoriye ayrılır: tek basamaklı ve iki basamaklı. Asidik monomer içeren hidrofilik bir primerin uygulanmasından sonra, iki aşamalı sistemlerde hidrofobik reçine uygulanır. Asidik monomer, intertübüler kollajen ağını oluşturur, ancak

smear tabakasını kaldırmaz (Fjeld ve Øgaard, 2006). Bunun yerine smear tıkaçlarının yapısına girer. Smear tıkaçlarına mikrokanallar oluşturmak için solvent içermeyen bir bağlayıcı ajanı kullanılır. Primer ile sarılı smear tıkaçlarına reçine girer. Bu sistemler hızlı, basit ve asitleme gerektirmez (Grubisa vd., 2004).

1.3.2.1. İki Basamaklı Kendiliğinden Asitli Adeziv Sistemler

İçerdikleri özelliklere göre iki solüsyondan oluşan sistemde birinci şişe hidrofilik bir solüsyon ve ikinci şişe hidrofobik bir adeziv rezin içerir. İlk solüsyon, mine pürüzlendirme ve mine yüzeyinin hazırlanması işlemlerini gerçekleştirir. Başka bir deyişle, bu solüsyon mine yüzeyini uygun hale getirerek işlem aşamalarını başlatır. Bu hazırlanan yüzeye ikinci bir solüsyon uygulandıktan sonra dişi adezyona hazır hale gelir. Bu şekilde, iki aşamalı işlem hidrofilik ve hidrofobik özelliklerin kullanılmasını içerir ve bu iki farklı solüsyon, dişin yüzeyini en iyi şekilde hazırlayarak adeziv bağlantı için uygun bir zemin sağlar (Jan De Munck vd., 2005).

1.3.2.2. Tek Basamaklı Kendiliğinden Asitli Adeziv Sistemler

Bu sistem, etching (asitle pürüzlendirme), priming (primer uygulaması) ve bonding (bağlama işlemi) aşamalarını birleştirerek tek bir solüsyon üretir. Tek basamaklı kendinden asitli adeziv sistemler, karıştırma gerektiren ve gerektirmeyen solüsyonlar olarak iki kategoriye ayrılır (Perdigão vd., 2012).

1.3.2.3. Karıştırma Gerektiren Kendiliğinden Asitli Adeziv Sistemler

Adından da anlaşılacağı gibi, bu sistemler asitleme, primer uygulaması ve bağlayıcı aşamalarını içeren tüm süreçleri birleştirir. Solüsyon iki ayrı şişede karıştırılarak mineye uygulanır (Kiremitçi ve Altıncı, 2008).

1.3.2.4. Karıştırma Gerektirmeyen Kendiliğinden Asitli Adeziv Sistemler

Bu sistemler, özel bir asit içerir ve etching, priming ve bonding aşamalarını kapsar. Bununla birlikte, bu sistemlerin bir özelliği, kullanıcının önceden bileşenleri karıştırma ihtiyacı olmaksızın tek bir şişe veya aplikatör olarak kullanılabilmesidir.

Bu tür adeziv sistemler, etching, priming ve bonding aşamalarını tek bir uygulamada birleştirdikleri için genellikle tek aşamalı olarak kabul edilir. Bu durum, diş hekimine daha kolay ve hızlı bir uygulama süreci sağlar. Özellikle sık sık yapılan restorasyon işlemleri için idealdirler. Karıştırma gerektirmeyen kendiliğinden asitli adeziv sistemler zaman tasarrufu, kullanım kolaylığı ve daha az teknik zorluk sağlar. Bundan dolayı, diş hekimisi, hastanın özel

ihtiyaçları ve tedavi planına bağlı olarak en uygun adeziv sistemini seçer (Kiremitçi ve Altıncı, 2008).

1.4. Yapıştırıcı Tipleri

Ortodontik tedavide başarılı olabilmenin en önemli noktalardan birisi braketler ile yapıştırma yüzeyleri arasında olan ilişkidir (Smyth vd., 2020). Uzun süreli ve kuvvetli bir bağlanma dayanımının sağlanabilmesi için daha uygun bir yapıştırıcı ajanının kullanılması çok önemlidir. Bu, tedavi için yapılan ek masrafları azaltır, dişe daha az zarar verir ve doktorun hasta başında geçirdiği zamanı azaltmış olur (Vatan, 2023).

2000 yılında Fields ve Proffit tarafından yapılan çalışmada, ideal bir bağlanma materyalinin sahip olması gereken özellikler aşağıdaki şekilde sıralanmıştır (William R Proffit and Fields, 2000).

- Polimerizasyonun büzülmesi azaltılmalı,
- Kıvamı, akıcılığı ve kullanım kolaylığı yeterli olmalı,
- Mine yüzeyine iyi derecede yapışmalı,
- Bağlanma dayanımı güçlü olmalı,
- Braketler kolayca çıkarılmalı ve yüzey temizlenebilir olmalıdır.

1.4.1. Kimyasal Sertleşen Yapıştırıcılar

Kimyasal olarak polimerize olan yapıştırıcılarda alerjik reaksiyonlar meydana gelmiştir. Bu tür yapıştırıcılarda ilgili en yaygın olarak karşılaşılan problem, çalışma süresinin ayarlanamamasıdır. Ortodontik ataşmanlar veya braketler yerleştirildikten sonra kimyasal polimerizasyon başlar ve bu da pozisyon ayarlamasını zorlaştırır. Klinikte kullanılan ve kimyasal yol ile sertleşen yapıştırıcılar pasta-likit (no-mix) ve çift patlı sistemler olmak üzere ikiye ayrılırlar (Hacıağaoğlu Akkız, 2023; Vatan, 2023).

No-mix primer ilk önce mine yüzeyine uygulanır. Primer, braket tabanına önce no-mix adeziv uygulandıktan sonra braket diş yüzeyinde yerleştirilir. Primer, yapıştırıcı ile hafifçe temas ettiğinde sertleşmeye başlar (Katırcıoğlu, 2021).

Çift patlı kimyasal sistemlerde, iki farklı bileşen ayrı şişelerde saklanır. Bu sistem, braketleri çift aşamada yapıştırır. İlk olarak solüsyonlar karıştırılarak diş yüzeyine uygulanır. İkinci adımda ise solüsyon karışımı braketin tabanına sürülerek diş yüzeyine yerleştirilir ve braket pozisyonlandırılması yapılır. Yapıştırma sürecinde yapıştırıcı patlar karıştırılırken arada bir

hava kalabilir. Bu hava kabarcığı polimerizasyonu önleyebilir (Katırcıoğlu, 2021; Parker, 2007; Tuncay, 2006).

1.4.2. Işıkla Sertleşen Yapıştırıcı Kompozitler

Kompozit malzemenin ışıkla sertleşmesi ortodontik tedavileri daha kullanışlı hale getirebileceği düşünülmüş ve bu fikir ışıkla sertleşen yapıştırıcıların kullanılmasına yol açmıştır. Polimerizasyon için öncelikli olarak ultraviyole (UV) ışığından faydalanılmaya çalışılmıştır.

Kimyasal olarak polimerize olan yapıştırıcı ajanların dezavantajlarını azaltmak için ışıkla polimerize olan sistemler geliştirilmiştir. İlk üretilen ışıkla sertleşen yapıştırıcılar, UV ışıkla polimerize olmuş olup, ancak daha sonraki gelişmelerde UV ışıklarının yerine gözle görülebilir mavi ışık sistemleri kullanılmıştır. Mavi ışık sistemine geçişte amaç, çalışma süresini ve polimerizasyon süresini kontrol altına alabilmek ve polimerizasyon derinlik mesafesini artırmaktır. Işıkla sertleşen yapıştırıcılarda polimerizasyonun derinliği, uygulanan kompozitin içeriğine, ışıklama süresine ve kullanılan ışık kaynağına bağlıdır (Hacıağaoğlu Akkız, 2023).

1979 yılında Tavas ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, ortodonti pratiğinde braketlerin yapıştırılmasını incelemek için ışığın bir cismin içerisinden geçerek polimerize olma prensibine dayalı bir yöntem geliştirmişlerdir. Kimyasal yolla sertleşen yapıştırıcılara kıyasla, ışıkla sertleşen yapıştırıcıların birçok avantajı vardır:

- İç yapılarında kopmalara daha az rastlanması
- Daha hızlı sertleşebilir olmaları
- Yüzeydeki pürüzlülüğün az olması
- Braket etrafındaki bulunan artık yapıştırıcıların rahat temizlenebilmesi.

Ortodonti uygulamalarında kullanılmak üzere tabanı rezin ile kaplanmış hazır metal ve seramik braketler son zamanlarda geliştirilmiştir. Bu tip yapıştırıcıların ışıkla sertleşen normal yapıştırıcılara göre israfın engellenmesi, çapraz kontaminasyon ve bulaş riskini azaltması, taşan adezivın az olması, yapıştırıcı miktarı ve kalitesinin hep standart olması gibi avantajları bulunmaktadır (Bishara vd., 2006; Mahmoud vd., 2020).

1.5. Kompozit Rezinler

En az iki farklı malzemenin makro boyutlarda bir araya getirilmesiyle oluşturulan yeni malzemeye kompozit denir. Kompozit rezinler estetik olmaları, diş dokusuna adezyonları,

biyolojik açıdan uyumlu olmaları, ve adaptasyonları sebebiyle diş hekimliğinde çoğunlukla kullanılmaktadır (L. Chen vd., 2011; Sun vd., 2010).

Diş hekimliğinde estetik restorasyonlar çok önemlidir. İlk kez 1956 yılında kompozit reçineler geliştirilmiş olup, organik bir matriks içerisine katılan inorganik doldurucular ve bu doldurucuların organik matrikse bağlanmasını yardımcı olan bağlayıcı kısımdan oluşan dolgu maddeleri olarak belirtilmektedir.

Kompozit rezin materyallerin içeriğine gelecek olursak; sert, inorganik partiküllerin taşıyıcı bir rezin matriks içerisinde dağılması ile oluşurlar ve üç temel bileşene sahiptir (Wilson vd., 2005). Bunlar (Altun, 2005; Önal, 2004);

- Taşıyıcı Faz (Organik Polimer Matris Fazı)
- Dağılan Faz (İnorganik Faz)
- Bağlayıcı Ajan (Ara Faz)

1.5.1. Organik Polimer Matris Fazı

Bu faz içinde komonomerler, monomerler, inhibitörler plastize edici maddeler, polimerizasyon başlatıcıları ve pigmentler bulunmaktadır (Robert George Craig, 1980; Önal, 2004).

Monomerler

Diş hekimliğinde kullanılan monomerlerin gelişimi incelendiğinde, metil metakrilat rezinler ilk olarak kullanılmıştır. Polimerizasyon büzölmeleri ve aşınmaya dayanıklı olmalarından dolayı önce epoksi rezinler, sonrasında ise günümüzde hala kullanılmakta olan bisfenol A glisidil dimetakrilat (Bis-GMA) yada üretan dimetakrilat (UDMA) sentezlenir (M. H. Chen, 2010; Robert G Craig, 1981; Sahin vd., 2011).

Bis-GMA, metakrilata göre daha hızlı sertleşir, az büzölür ve dayanıklı hale gelir. Birçok kompozit materyalin matris fazında, Bis-GMA temel bileşendir. Bis-GMA, kendinden önceki monomerlere göre polimerizasyon büzölmesini azaltması ve polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı kurabilme yeteneği gibi avantajları olsa da, yüksek viskozitesinden sebebiyle “monomere doldurucu eklenmesini güçleştirmesi” gibi dezavantajı bulunmaktadır (Çalikkocaoğlu, 2000). Bis-GMA ve UDMA monomerlerinin yüksek moleküler ağırlıkları nedeniyle çok viskoz değişkenlerdir ve çok az doldurucu ilavesi bile klinik kullanım için çok serttir. Bu nedenle, farklı malzemelerle karıştırılıp seyreltilmelidir. Bu amaçla kullanılan maddeler komonomer olarak bilinir (Robert George Craig vd., 2004; Palin ve Fleming, 2003).

Etilenglikodimetakrilat (EGDMA) ve trietilenglikodimetakrilat (TEGDMA) en yaygın olarak kullanılan komonomerlerdir. HEMA, TEGDMA molekülüne benzer bir monomerdir ve hem hidrofilik hem de hidrofobiktir. Rezin materyalin daha nemli dokulara bağlanmasını ve polimer matrisin viskozitesini azaltmasını sağlamak için rezin sistemlerin içine dahil edilir.

Rezin materyallerde antibakteriyel aktiviteyi sağlamak için yeni bir monomer olan 12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide (MDPB) geliştirilmiştir. Bu ajan, matris içinde kalıcı olarak kalır ve materyal üzerinde bakteri plağı birikimini önler (Imazato vd., 1994, 1999).

İnhibitörler

Kompozit rezinlerin kendi kendine polimerizasyonunu önlemeyi sağlayan fenol türevi bileşikler inhibitörler olarak bilinir (Aktürk vd., 2014).

Başlatıcılar ve Pigmentler

Kimyasal veya fiziksel aktivasyon yoluyla monomerin çift bağları ile reaksiyona giren enerjiden polimer zincirleri ve serbest radikaller polimerizasyon başlatıcıları olarak bilinir.

Pigmentler, kompozit rezinlere dişlerle uyumlu çeşitli renklerde olmasını sağlamak için ilave edilen inorganik oksitlerdir (Robert George Craig, 1980).

1.5.2. İnorganik Faz

Bu faz, matris içinde çeşitli şekil ve büyüklükte cam partikülleri, alüminyum ve lityum silikatları, bor silikatlarını ve hidroksiapatiti içeren inorganik doldurucuların bir karışımı olarak bulunur (Altun, 2005; Karabela and Sideridou, 2011) Baryum, stronsiyum, zirkonyum ve çinko gibi iyonlar, kompozitlerin radyopak ve aşınmaya dirençli olmasını sağlar (Önal, 2004). Kompozit rezinde küçük boyutta ağırlıkça fazla inorganik doldurucu kullanılması, aşınmaya direnci ve elastisite modülünü artırır ve aynı zamanda su emilimi, ısısal genleşme, polimerizasyon büzülmesi ve akışkanlığı azaltır (Altun, 2005; M.-H. Chen, 2010).

Kompozit materyaller, klinik ömürleri çok kısadır ve aynı zamanda polimerizasyon büzülmesi, yüzey sertliğinin zamanla değişmesi, su absorbe etme ve suda çözünme gibi dezavantajlara da sahiptir (L. Chen vd., 2011; Khaled vd., 2010; Schneider vd., 2011)

İnorganik doldurucuların kompozit rezineye kazandırdığı çeşitli özellikler şunlardır (Alaçam vd., 1998; A. U. J. Yap vd., 2004);

- Daha az polimerizasyon büzülmesi
- Sertlik, basma dayanıklılığı, aşınma ve elastisite modülü gibi mekanik özelliklerin geliştirilmesi
- Isısal genleşme oranındaki azalma
- Estetik  zelliklerin artırılması
- Viskoziteyi değiştirerek çalışma süresini ayarlamak

1.5.3. Ara Faz

Ara bağlayıcılar, kompozit rezinlerde organik ve inorganik fazları kimyasal olarak bağlar (Karabela ve Sideridou, 2011). Bu faz, silisyum bileşiğinden oluşan silanlardan oluşur. Doldurucu partiküllerin yüzeyi şimdilerde silan bağlayıcı ajanlarla kaplanmıştır (M. H. Chen, 2010). Silanlar iki görevi yerine getiren iki farklı moleküldür. Birincisi, silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağlanır. Diğeri, organik matristeki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlanır. Silan bağlama ajanları, rezinin mekanik özelliklerini iyileştirdiği gibi, rezin-partikül arayüzeyi boyunca suyun geçişini engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Bu, rezinin  z n rl ğ n  ve su emilimini azaltır ve fiziksel özelliklerinin artmasına neden olur (Anusavice vd., 2012; Dayanağ, 2000).

1.6. Kompozit Rezin Materyallerinin Sınıflandırılması

Kompozit rezin materyaller, doldurucu partikül büyüklüklerine, polimerizasyon tekniklerine, içeriklerinin hacimsel yüzdelerine, vizkozitelerine ve partikül ağırlıklarına göre ayrılmaktadır (Dayanağ, 2000). şimdilerde, Philips ve Lutz (1983) tarafından geliştirilen bir sınıflandırma, inorganik doldurucu parçacıkların miktarını ve boyutlarını dikkate alarak kullanılmaktadır. Tablo 1’de farklı araştırmacılar arasında kompozit rezin sınıflandırmaları bulunmaktadır.

Tablo 1**Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Sınıflandırılması**

Lutz ve Philips (1983)	Philips (1991)	Crispin (1994)	Leinfelder ve Lemans (1998)	O'Brien (2002)
Megafil Kompozitler (50 – 100 μm)	Geleneksel Kompozitler (8 – 12 μm)	Makro Dolduruculu Kompozitler (15 – 30 μm)	Geleneksel Kompozitler (8 – 12 μm)	Geleneksel Kompozitler (20 – 50 μm)
Makrofil Kompozitler (50 – 100 μm)	Küçük Partiküllü Kompozitler (1 – 5 μm)	Mikro Dolduruculu Kompozitler (0,04)	Arafaz Kompozitler (1 – 5 μm)	Arafaz Kompozitler (1 – 5 μm)
Midifil Kompozitler (1 – 10 μm)	Mikro Dolduruculu Kompozitler (0,04 – 0,4 μm)	Hibrit Dolduruculu Kompozitler (0,6 – 5 μm)	Mikro Dolduruculu Kompozitler (0,04 μm)	İnce Partiküllü Kompozitler (0,5 μm)
Minifil Kompozitler (0,1 – 1 μm)	Hibrit Kompozitler (0,1 μm)	Küçük Partiküllü Hibrit Kompozitler		Mikro Dolduruculu Kompozitler (0,05 μm)
Mikrofil Kompozitler (0,01 – 0,1 μm)		Submikron Boyutlu Hibrit Kompozitler		
Hibrit Kompozitler (0,04 – 1 μm)		Yoğun olarak Doldurulmuş Hibrit Kompozitler		
Nanofil Kompozitler (0,005 – 0,01 μm)				

Kompozitlerin inorganik büyüklüklerine göre kategorize edilmesi;

- *Megafil kompozitler:* Partiküllerin 50 ila 100 μm boyutu vardır. Okluzal aşınmaların yaygın olduğu bölgelerde kullanılmaktadır.
- *Makrofil kompozitler:* Partiküllerin 10-100 μm arasında boyutu vardır. İnorganik doldurucuları sert ve büyük kuartz materyalinden oluşmakta olup bu da yüzeyde renklenmeye ve pürüzlülüğe neden olabilir.

- *Midifil kompozitler:* Partiküllerin 1 ile 10 µm arasında boyutu vardır. Partiküller makro ve mini boyutlarda olmaktadır.
- *Minifil Kompozitler:* Partiküllerin 0,1-1 µm arasında boyutu vardır. Makrofil kompozitlere göre çok daha küçük partiküllere sahip olması düzgün bir yüzey oluşmasını sağlamaktadır.
- *Mikrofil Kompozitler:* Partiküllerin 0,01-0,1 µm arasında boyutu vardır. Organik matriks ve doğrulucu partiküller neredeyse benzer hızda aşındığından, bunlar makrofil kompozitlere göre düzgün bir yüzey elde etmektedir.
- *Hibrit Kompozitler:* Partiküllerin 0,04-1 µm µm arasında boyutu vardır. Bu kompozitler adından da anlaşılacağı gibi iki farklı kompozit sistemi içermektedir. Mikro ve makro partiküllü kompozit rezinlerin her birinin özelliklerini aynı anda içerir. Estetik açıdan önemli olan ön bölge dişlerinde mikro partikül kullanılır çünkü makro partiküller içinde serptiğinden dolayı yüzey pürüzlülüğü çok azdır.
- *Nanofil Kompozitler:* Gelişen teknolojinin bir sonucu olarak, diğer kompozit rezinlerin avantajlı özelliklerini birleştirerek üretilmektedir. Kompozit rezin türünün küçük partikülleri, ışık dalga boyundan daha küçük olduğu için ışığı absorbe etmez ve dağılmaz.

Homojen kompozitler modifiye doldurucu içermezken heterojen kompozitler içerir. Bu tür kompozit rezinlerin ışığı kırma derecesi, küçük partiküller nedeniyle mine yapısına çok benzerdir. Bu nedenle ön dişlerde daha çok tercih edilmektedir (N. Davis, 2003; Önal, 2004; RW, 1991; Ure ve Harris, 2003).

Nanokompozitler, hibrit kompozitler gibi güçlü mekanik özelliklere sahip olmak ve mikrofil kompozitler gibi iyi cilalanabilirlik sağlamak için geliştirilmiştir. Nanopartiküler kompozitler, atomların diğer atomlar ile veya moleküllerin diğer moleküller ile birleşiminden oluşurken, diğer kompozit rezinler büyük parçacıkların öğütülmesinden oluşur (Altun, 2005).

1.7. Işık Kaynakları

1980'lerde, rezinleri polimerize etmek için ışık kaynakları kullanılmıştır (Dunn and Taloumis, 2002). Işığa dayalı polimerizasyon, ortodontik braketlerin yapıştırılması için yaygın bir uygulamadır. Bu, kullanılan materyallerin özellikleri ve kullanım kolaylığı ile bağlantılıdır. Yapıştırıcıların ışıkla polimerize olması için belirli bir dalga boyutuna sahip olan ışık kaynağı ihtiyacı vardır (G. J. Huang vd., 2016). Ayrıca, polimerizasyon oranını artırmak için daha uzun bir uygulama süresi ve daha yoğun bir ışık demeti önerilmektedir. Şimdilerde, geleneksel

halojen ışığa alternatif olarak lazer, LED ışık ve plazma ark kaynakları kullanılarak uygulama süresi kısaltılmaktadır (G. J. Huang vd., 2016). Halojen ışığı, plazma ışığından daha az yoğunur ve daha uzun dalga boylarına sahiptir. Halojen ışık kaynağı ile karşılaştırıldığında daha pahalıdır, ancak daha uzun bir kullanım ömrüne sahiptir. LED ışık kaynakları, halojen ışık kaynaklarından daha ucuzdur, neredeyse sınırsız bir kullanım ömrüne sahiptir ve kablosuzdur (Evans vd., 2002).

1.7.1. Quartz-Tungsten Halojen Kaynaklar

Günümüzde diş hekimliği kliniğinde en yaygın olarak kullanılan görünür ışık kaynaklarından biridir (Arıkan vd., 2006). Bu ışık kaynağı, halojen dolu bir Quartz ampulün içindeki tungsten telin ısınmasıyla ortaya çıkan ışığı yayar. Bu noktadan yansıyan ışık fiber optik uçtan çıkar (M. Özcan, 2002). Bu ışık kaynakları 200 ila 400 mW güç üretebilir (Fleming vd., 2013). Daha sonra kalan enerji ise ısı olarak açığa çıkar (M. Özcan, 2002).

Bu cihazlarda oluşan ısı, halojen ampulün yanı sıra reflektör ve reflektör filtresinin etkinliğini azaltır (Staudt vd., 2006). Bu nedenle ışık cihazının gücü zamanla azalır. Bu cihazların avantajı farklı dalga boylarında olan ışıkları yayabilmek ve daha makul fiyatlı olmasıdır. Dezavantajları ise, çalışırken ses çıkarması, ampül kullanım süresinin 80 ila 100 saat arasında olması ve fan bölümünün hızlıca kirlenmesidir (Nomoto vd., 2004).

1.7.2. Plazma Ark Kaynakları

Plazma ark cihazları içerisinde bulunan Quartz tüpte Xenon gazı bulunur (Signorelli vd., 2006). Elektrik akımı anot ve katot lambalarla aynı tüpten geçer. Bu bölgeden akım geçtiğinde, Xenon gazı iyonize olup plazma oluşumunu sağlar. Plazma ark cihazlarında ısı yayılımı olmaz. Polimerizasyon yaklaşık olarak 3 ila 5 saniyede (s) yapılabilir. Geleneksel ışık kaynaklarına göre daha kısa dalga boylu (430-490 nm) ve daha yüksek (900 mW) ışık üretirler (Sfondrini vd., 2006). Bu cihazların dezavantajı kamforokinon içeren rezinler için uygun olmayan dalga boylarında ışık yaymaktadır (Lindberg vd., 2005). Bu nedenle, fazla miktarda ışık yayan bu cihazlar dişte ve pulpada çok ciddi ısınma olabilir. Aynı zamanda yapıları karmaşık ve fiyatları da yüksektir (Oyama vd., 2004).

1.7.3. Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode, LED) Kaynakları

1990'lı yıllarda piyasaya sürülen halojen cihazlar, enerjilerinin bir kısmını ısıya dönüştürerek diğer dezavantajlarını ortadan kaldırmayı amaçlar. Bu cihazlar, N ve P olarak bilinen iki yarı iletken madde (diyot) aracılığıyla elektron akışını sağlar. Bu özellikleri, sıcak flamanlardan

farklıdır: Kamforokinonlu rezinler, elektrik akımı P-N yönünde hareket ettiğinde 450-490 nm arasında ışık üretirler (M. Özcan, 2002).

Avantajları;

- Isı oluşumu görülmez
- Cihazların ömrü uzundur
- Zamanla ışık gücü azalmaz
- Taşınması kolaydır ve hacimleri küçüktür
- Çalışırken sessizdirler
- Kompozit polimerizasyon 20 ila 40 saniye sürer (Cerekja and Cakirer, 2011).

Bu cihazların dezavantajı, kamforokinon içeren kompozitleri polimerize edebilmeleridir. Bununla birlikte, yeni nesil LED'ler, 390 ila 490 nm dalga boylarında ışık yayarak bu sınırı aştı ve polimerizasyon sürelerini beş ila on saniyeye kadar azalttı. Bu sofistike cihazlar, diğer LED'lere kıyasla ısı artışı gösterebileceği belirtilmektedir (Price vd., 2003).

1.7.4. Argon Lazer Kaynakları

457 ila 496 nm dalga boylarında gözle görülebilen ışık yayan cihazlar, kompozit rezinleri 5-10 saniyede polimerize edebilir. Bu cihazlar, kızılötesi ışık yaymadıkları için pulpa ve çevre dokularda çok az ısı artışı sağlarlar.

Rezin materyallerin polimerizasyonu, doku cerrahisi, diş beyazlatma, hemostaz, ağız ülserlerinin iyileştirilmesi, akut inflamasyon ve hemanjiom tedavisi nedeniyle periodontal hastalıklar gibi diş hekimliğinde çeşitli uygulamalarda kullanılır (Dederich ve Bushick, 2004). Bu cihazların dezavantajları, uzun ömürlü olmaları, fazla hacimli olmaları ve pahalı olmalarıdır. Ancak, argon lazerle polimerize edilen rezinlerle diğer halojen ışık cihazları ile polimerize edilen rezinlerin fiziksel özellikleri birbirinden farklı değildir (Hicks vd., 2000).

1.8. Polimerizasyon

Polimerizasyon, küçük alt parçalardan ya da monomerlerden büyük parçaların birleşmesi olarak bilinir. Monomerler kimyasal olarak birbirine bağlandığında polimerler oluşur (Bektaş vd., 2006).

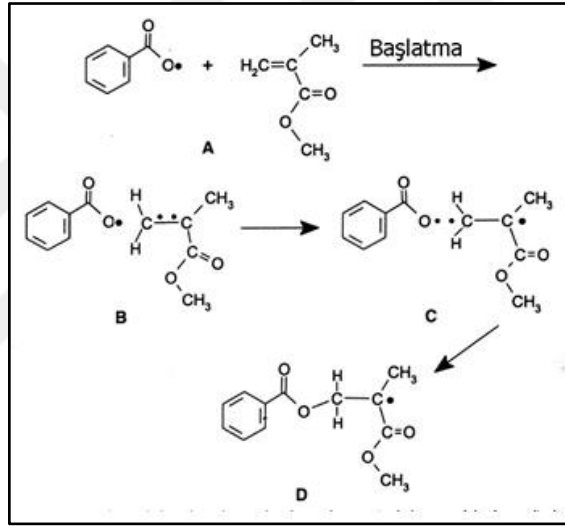
Aktivasyon, başlangıç, ilerleme ve bitiş reaksiyonları polimerizasyon sürecinde meydana gelir (Dewaele vd., 2006).

Aktivasyon: Serbest radikaller, zayıf bağlara sahip başlatıcı moleküllerin kimyasal bileşen, ısı veya ışık gibi aktivatörler tarafından parçalanmasının bir sonucu olmaktadır. Görünür veya ultraviyole ışık, ışık polimerizasyonunda aktivatör işlevi görür. Amin reaksiyonu elektron transferi yapar. Bu, dış yüzeyinde tek elektron taşıyan serbest radikali oluşturur (O'Brien, 2002).

Başlangıç: Şekil 4'te aktivasyon sırasında serbest radikaller ve monomerler birbirleriyle etkileşime girer. Bu olay polimerizasyon sürecini başlatır. Reaktif gruplar, tepkimenin bir sonucu olarak yeniden oluşturulurlar (O'Brien, 2002).

Şekil 4

Polimerizasyon Başlatma Reaksiyonu



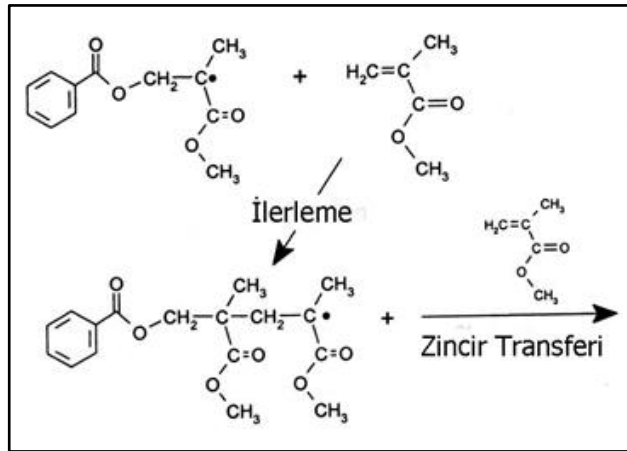
Kaynak: Anusavice, K. J., Shen, C., ve Rawls, H. R. (2012). Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences.

Yukarıdaki formül, reaksiyonun ek bir reaksiyonla gerçekleştiğini göstermektedir. Bu, oluşan grubun yeni reaktif gruplar oluşturarak polimerizasyonu sürdürdüğü anlamına gelir.

İlerleme: Yeni reaktif gruplar, bu grupların diğer monomerlere bağlanmasıyla oluşur. Reaksiyonlar devam ettikçe, bütün moleküller birbirine bağlanır ve zincirin uzunluğu artar (O'Brien, 2002). Bir serbest radikal monomer kompleksi, başka bir monomere yaklaştığında yeni bir radikal merkezi olarak hareket eder ve bir dimer molekülü oluşturur. Bu molekül daha sonra bir serbest radikal haline gelir. Bu tür reaktif, yüksek miktarda etilen moleküllerini ekleyerek polimerizasyonu sürdürür (Şekil 5).

Şekil 5

Polimerizasyon Çoğalma Reaksiyonu

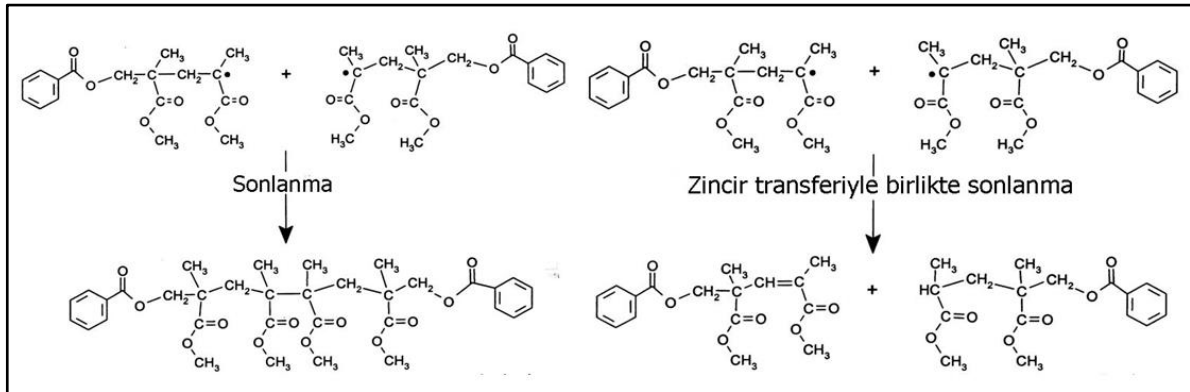


Kaynak: Anusavice, K. J., Shen, C., ve Rawls, H. R. (2012). Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences.

Bitiş: Şekil 6'da gösterildiği gibi monomer miktarının ortamda bitmesiyle reaksiyon da sona erer (O'Brien, 2002).

Şekil 6

Polimerizasyon Sonlanma Reaksiyonu



Kaynak: Anusavice, K. J., Shen, C., ve Rawls, H. R. (2012). Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences.

1.9. Polimerizasyon Türleri

1.9.1. Kimyasal Polimerizasyon

Kimyasal olarak polimerize olan rezinlerin uygulanması, iki farklı patın eşit miktarda karıştırılması yoluyla gerçekleştirilir. Benzoil peroksit, patların birinde polimerizasyonu başlatır. Diğer patta bulunan organik amin polimerizasyonu hızlandırır. Polimerizasyon, bu iki ögenin birbiriyle etkileşimi sonucunda ortaya çıkar. Bu rezinlerin mükemmel fiziksel özellikleri ve yeterli bağlanma dayanımı vardır. Bununla birlikte, karıştırılmaları sırasında poröz görülmesi, uygulanırken zaman gerektirmesi ve teknik hassasiyet gibi dezavantajları da belirtilmiştir (William A Brantley ve Eliades, 2001; Dayangaç, 2000).

Ayrıca tek fazlı sistemler de vardır. Ancak kullanımı basit ve çalışma süreleri sınırlıdır. Ayrıca artık bilinmeyen homojen polimerizasyon ve monomer sayısı göstermemesi olumsuz özelliklerindendir. Bu sistemin paslanmaz çelik braketlerle bağlanma dayanımının yüksek olması sistemin bir avantajıdır (Küçükeşmen, 2006).

1.9.2. Işıklı Polimerizasyon

1972 yılında, ışıklı sertleşen kompozit rezinler ilk kez tek pat sistem olarak ortaya çıktı. Bununla birlikte, ultraviyole ışığın insan sağlığı üzerindeki zararlı etkileri nedeniyle artık kullanılmamaktadır. Görünür ışık daha popüler hale geldi (Anusavice vd., 2012).

Görünür mavi ışık şu anda tercih edilmektedir. İçerisinde polimerizasyonu başlatan bir amin ve ışığa duyarlı bir bileşenden serbest radikal üreten bir sistem vardır. Işık bu parçaları etkiler ve reaksiyon yapar. Mavi ışık, ışığa duyarlı bileşeni uyarır. Sonrasında aminle etkileşime girer ve daha fazla polimerizasyon meydana gelir. Kamforokinon, ışığa duyarlı bir bileşen olarak en yaygın olarak kullanılır (Küçükeşmen, 2006).

1.9.3. Hem Kimyasal Hem de Görünür Işıklı Polimerizasyon

Bu polimerizasyon iki pat şeklindedir. Patlar karıştırıldıktan sonra ışık polimerizasyonu başlatır. Daha sonra 8 ila 24 saat boyunca kimyasal polimerizasyon devam eder ve polimerizasyon tamamlanır. Işığın etki edemediği yerlerde kullanılmalıdır.

1.10. Polimerizasyonu Etkileyen Etmenler

Işık Gücü: Birim zaman içinde bir ışık kaynağının yaydığı enerji miktarı olarak tanımlanır. Miliwatt, ışık gücünün birimi olarak kullanılır (Jiménez-Planas vd., 2008).

Işık Şiddeti: Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücü mW/cm^2 olarak tanımlanır. Işık kaynakları için önemlidir (Price vd., 2004).

Enerji Yoğunluğu: Polimerizasyon süresi boyunca elde edilen toplam enerji miktarını temsil eder. Işık yoğunluğunun ve uygulama süresinin çarpılmasıyla bulunur. Birimi mJ/cm^2 'dir (Teshima vd., 2003).

Kullanım Mesafesi: Uygulama mesafesi arttıkça ışık yoğunluğu da artacaktır. çünkü hava mesafe arttıkça ışığı absorbe edecektir (Bektaş vd., 2006).

Kullanım Süresi: Düşük yoğunluklu ışık cihazları ile uzun süreli polimerizasyon, yüksek yoğunluklu ışık cihazları ile kısa süreli polimerizasyonla aynı miktarda enerji üretir (Dewaele vd., 2006).

1.11. Polimerizasyon Derinliği

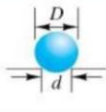
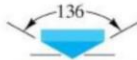
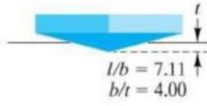
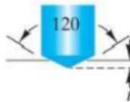
Monomerden polimere dönüşebilen rezinin kalınlığı, polimerizasyonun derecesini belirler. Bu kalınlık "polimerizasyon derinliği" olarak bilinir. Polimerizasyon derinliğini ölçmek için hem direkt hem de indirekt yöntemler kullanılabilir (Bala vd., 2005). Elektrik spin rezonans, lazer raman spektroskopisi, infrared spektroskopisi, kromatografi ve Fourier Transform Infrared Spektroskopi (FTIR) direkt yöntemler arasında yer almaktadır. Bu teknikler, polimerizasyon reaksiyonları sırasında karbon çift bağlarının tek bağlara dönüşme yüzdesini ve reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarı doğrudan ölçülebilir. Bu direkt yöntemlerin hepsi karmaşık, maliyetli ve zaman alıcı olmaları nedeniyle yaygın olarak kullanılmamıştır. İndirekt yöntemler ise görsel inceleme, penetrasyon, yüzey sertlik testi ve kazıma dahil olmak üzere çeşitli testlerden oluşur (Deliktaş, 2006; A. U. Yap, 2000).

Yüzey sertliği polimerizasyon derecesinin bir göstergesi olup, sertlik testleri, yöntemin kolaylığı ve elde edilen sonuçların güvenilirliğinden dolayı polimerizasyonu değerlendirmenin en popüler yolu olarak görünmektedir (Anusavice vd., 2012). Polimer çapraz bağlarının yüzey sertliği yüksek dönüşüm alanlarındaki küçük değişimlerine daha fazla maruz kaldığı görülür. Ek olarak, örneğin üst yüzeyi, orta kısmı ve alt yüzeyi gibi belirli bölümlerini ölçmek mümkündür (Dietschi vd., 2003).

1.12. Sertlik Ölçme Yöntemleri

Brinell, Shore, Rockwell, Barcol, Vickers ve Knoop gibi yüzey sertliğini ölçmek için kullanılan birçok farklı ölçüm metodu vardır. Bununla birlikte, Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop sertlik testleri en yaygın olarak kullanılır. Bu sertlik ölçme teknikleri Tablo 2’de özetlenmiştir (K. C. Nair vd., 2022).

Tablo 2
Sertlik Ölçüm Testleri

Test	Batıcı Uç	Batma şekli		Yük	Sertlik Formülasyonu
		Yan görünüş	Üst görünüş		
Brinell	10 mm çapında çelik tungsten karbür küre			P	$BHN = \frac{2P}{\pi D \left[D - \sqrt{D^2 - d^2} \right]}$
Vickers	Elmas Piramit			P	$VHN = 1.854P/d_1^2$
Knoop	Elmas Piramit			P	$KHN = 14.2P/l^2$
Rockwell					
A } C } D }	Elmas Koni			60 kg 150 kg 100 kg	$R_A =$ $R_C =$ $R_D =$ $\left. \begin{array}{l} \\ \\ \end{array} \right\} 100 - 500t$
B } F } G }	1/16 in çapında çelik küre			100 kg 60 kg 150 kg	$R_B =$ $R_F =$ $R_G =$ $\left. \begin{array}{l} \\ \\ \end{array} \right\} 130 - 500t$
E } H }	1/8 in çapında çelik küre			100 kg 60 kg	$R_E =$ $R_H =$ $\left. \begin{array}{l} \\ \end{array} \right\}$

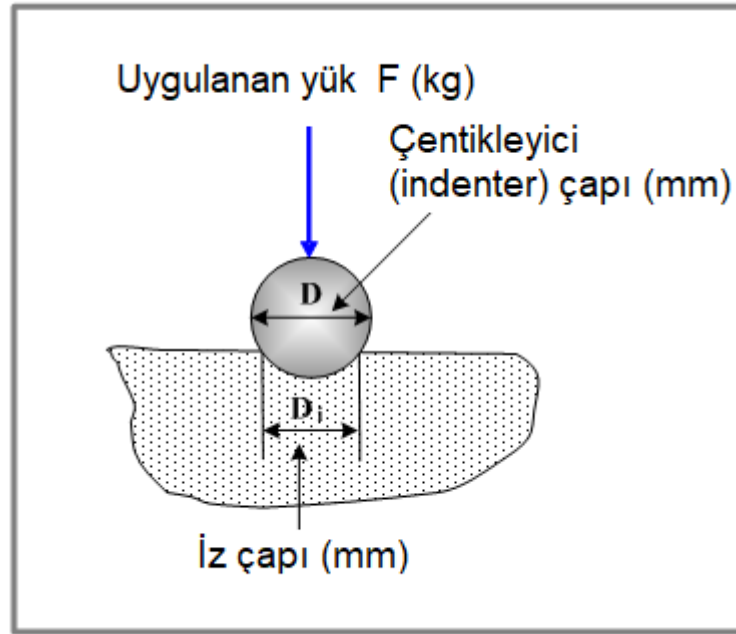
Kaynak: Kalpakjian, S., ve Schmid, S. R. (2009). Manufacturing engineering. Technology; Prentice Hall: London, UK, 568–571.

1.12.1. Brinell Sertlik Ölçüm Yöntemi

Brinell testi, malzemelerin sertliğini değerlendirmek için eski bir tekniktir. Bu testte, belirli bir yük altında ve belirli bir çapta sert bir bilye, polisaj yapılmış materyal yüzeyine Şekil 7’de gösterildiği gibi 30 saniye süreyle uygulanır. Brinell Sertlik Değeri (BHN), testte uygulanan yükün izin alanına bölünmesiyle bulunur. Uygulanan yük değeri, testin yapıldığı materyalin türüne ve bilye çapına bağlıdır. Dental materyaller genellikle 1,6 mm çapında ve 12,61 kg standart yüke sahip bilyelerden oluşur (Anusavice, 2013).

Şekil 7

Brinell Sertlik Testi



Kaynak: Kopeliovich, D., (Last modified: 2023/12/13). Brinell sertlik testi.
<https://www.substech.com/>

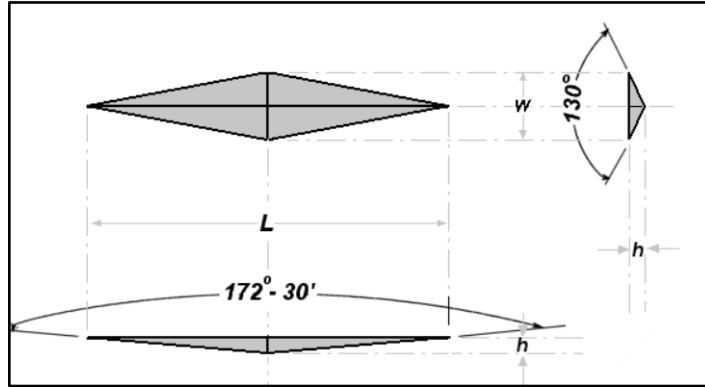
Diş hekimliğinde, brinell sertlik ölçümü, metallerin ve diğer metalik materyallerin sertliğini değerlendirmek için sıklıkla kullanılır. Dental altın alaşımlarının gerilim dayanımları ve orantı limitleri, BHN ile bağlantılıdır. Bununla birlikte, Brinell sertlik testi, kırılğan veya elastik yapıya sahip materyaller için geçersizdir. Sağlam çelik bilyeye uygulanan yük, kırılğan materyallerde parçalanmaya neden olabilir, ancak elastik materyallerde ölçüm yapmak mümkün değildir çünkü bilye çökebilir (O'Brien, 2002).

1.12.2. Knoop Sertlik Ölçme Yöntemi

Bu test yönteminde, belirli bir yük altında batıcı bir elmas uç kullanılarak, iki karşı yüz arasında 172° , diğer iki yüz ile 130° açı yapan dört yüzlü uzatılmış bir piramit şeklinde iz bırakılır. Oluşan iz, Şekil 8'de görüldüğü üzere genel hatlarıyla eşkenar bir dörtgendir. Özellikle elastik materyaller üzerinde test yapılırken, kuvvet kaldırıldıktan sonra oluşan izde elastik bir düzeltme görülür. Bu düzeltme, Vickers testinden farklı olarak kısa eşkenar dörtgenin kenarını etkiler. Sonuç olarak, ölçümler, dörtgenin uzun olan kenarı temel alınarak yapılır (Anusavice, 2013).

Şekil 8

Knoop Sertlik Testi



Kaynak: <https://www.struers.com/en/Knowledge/Hardness-testing/Knoop#equipment> (2024).

Knoop sertlik testi.

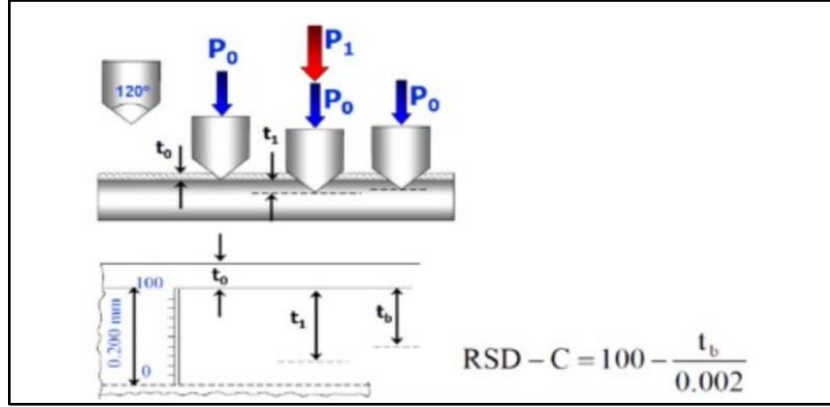
Knoop sertlik numarası, Newton test yükünün mm^2 iz alanına bölünmesiyle bulunur ve $\text{KHN} = 1.451 \times \text{kuvvet} / (\text{uzun köşegen})^2$ formülünü kullanır. Test edilen materyal daha sert olduğunda, elde edilen Knoop sertlik numarası daha yüksek olur. Altın, porselen, rezin ve diğer diş restoratif maddelerin diş minesinin sertliği ile karşılaştırılabilir. Ek olarak, yük uygulama aralığı 0,1 kilogramdan 1 kilograama kadar değişiklik gösterebilir. Bu nedenle, bu test metodu ile yumuşak ve sert materyallerin sertlik değerleri değerlendirilebilir (K. C. Nair vd., 2022).

1.12.3. Rockwell Sertlik Ölçme Yöntemi

Belirli bir çapta konik elmas veya çelik bilye uç kullanılarak materyal yüzeyine kuvvet uygulanır ve penetrasyon ölçülür. Bu işlem Brinell testine benzer şekilde gerçekleştirilir. (Şekil 9) Rockwell sertlik testinin brinell testinden farkı, iz çapını ölçmek yerine cihazın üzerindeki sayacıdan yararlanarak oluşturulan penetrasyon derinliğini ölçer. Değişik materyallerin test edilmesi için çeşitli boyutlarda test uçları kullanılabilir. Rockwell sertlik testi, ilk yüklemeden sonra yapılır. Uç, bu şekilde malzeme üzerine oturur ve onu yerinde tutar. Kadran sıfıra alındıktan sonra büyük yük uygulanır. Bu yük, uygulanan toplam yük olup, derinlik ölçümü yalnızca küçük yükten büyük yüke artan derinlik artışına bağlıdır. Kadranın gösterdiği bu değer, büyük bir yük uygulandıktan ve kaldırıldıktan sonra küçük bir yük hala uygulanırken okunur. Bu, normal prosedüre göre yapılır. Rockwell sertlik değeri, batıcı ucun çapına, elde edilen derinliğe ve uygulanan yüke bağlı olarak standart sertlik dönüşüm tablosu kullanılarak hesaplanır (K. C. Nair vd., 2022). Daha sert materyaller ve yüksek Rockwell sertlik değerleri küçük bir iz alanlarını gösterir. Çökme derinliğinin doğrudan okunabilmesinden dolayı Rockwell testi endüstride oldukça yaygındır. Brinell testi gibi Rockwell testi de kırılgan materyalleri değerlendirmek için uygun değildir (Anusavice, 2013).

Şekil 9

Rockwell Sertlik Testi



Kaynak: Giresun Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü, (2021). Sertlik Ölçme Deney Föyü.

1.12.4. Vickers Sertlik Ölçme Yöntemi

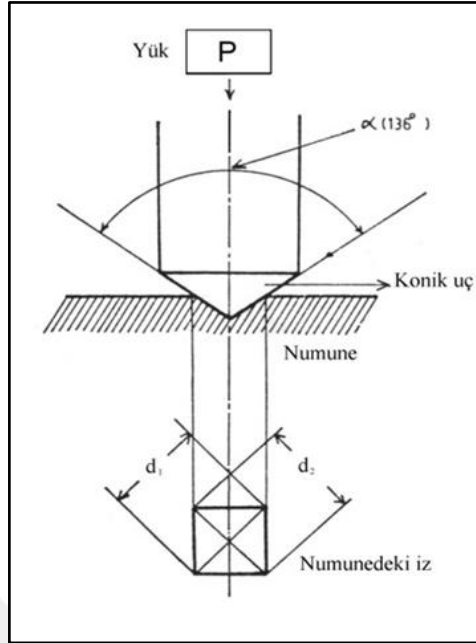
Vickers sertlik ölçme yöntemi, materyal yüzeyine belirli bir yük altında bir ucu batırmak ve yük kaldırıldıktan sonra oluşan izin köşegenlerini ölçmek için kullanılır. Brinell yönteminin ölçüm ve değerlendirme kriterlerine benzerdir. Brinell sertlik testinden bu yöntemi ayıran şey, kullanılan ölçme ucunun farklı olmasıdır. Bu yöntem, daha hassas ölçümler için veya daha sert malzemelerin ölçümü için idealdir. Bu teknik, dış dokusunun ve dış materyallerinin sertliğini ölçmek için sıklıkla kullanılır (Anusavice, 2013).

Vickers sertlik testine "elmas piramit sertlik testi" de denir çünkü yöntemde piramit şeklinde bir elmas uç kullanır. Şekil 10'da gösterildiği gibi, bu piramidin yüzeyleri arasındaki açı 136°'dir. Yükleme sonrası ucun yüzeyde bıraktığı iz kare şeklindedir. Vickers sertlik değeri, uygulanan yük biriminin yüzeyde oluşturduğu çökme alanına bölünmesiyle ($HVN=1.854(F/D^2)$) bulunur (Cohen vd., 2004; Dietschi vd., 2003).

Vicker's sertlik testinde, on ila on beş saniye boyunca bir kg ile 100 kg kadar kuvvet uygulanır. Mikro sertlik testlerinde uygulanan kuvvet tipik olarak 100 gr ile 500 gr arasındadır. Uygulanan kuvvet tipik olarak Vickers sertlik değeri (HV) için tanımlanmış bir kuvvettir. Bu kuvvet, kompozit materyaller için 50 gr ile 500 gr arasındadır. Kompozit materyallerin HV değerleri, materyallerin özelliklerine ve polimerizasyon koşullarına bağlı olarak 30 ile 110 arasındadır (Shahdad vd., 2007).

Şekil 10

Vicker's Sertlik Testi



Kaynak: Yıldız Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü. (2023). Deney Föyü.

Vickers sertlik testinin bir avantajı, kullanılan elmas ucun zaman ve kullanım sırasında bozulmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır. Ek olarak, Vickers sertlik ölçümleri, bir örnekte üst, orta ve alt yüzeyler gibi belirli bölgeleri ölçmek için kullanılabilir (Ramp vd., 2006).

1.13. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi

Sertlik, daha sert bir materyalin özelliklerinden biridir. Bu özellik tamamen olmasa da yeterli derecede materyalin özellikleri hakkında bize bir fikir vermektedir ve bu da yapmamız gereken işleri planlamak için bize yardımcı olur. Bu açıklamaya göre sertliğin tanımı şu şekilde yapılabilmektedir. Sertlik, bir materyalin kendisinden daha sert bir materyal tarafından çizilme, batma ve diğer şekil değişikliklerine neden olabilecek kuvvetlere karşı gösterdiği direncidir (Cohen vd., 2004).

Restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde, yüzey sertlik derecesi çok önemlidir. Bu sertlik, çok sayıda fiziksel ve kimyasal faktörden etkilenir. Belirli boyutlarda ve yapıda bir uç, yüzey sertlik testlerinde materyalin yüzeyine belirli bir kuvvet ve sürede baskı uygular. Oluşan izin derinliği veya alanı, materyalin sertliğini belirler. İz boyutu arttıkça

materyalin sertliği azalır, ancak iz boyutu küçüldükçe sertliği artar. Sertlik ölçümleri genellikle "yük/alan" formülünü kullanır (Anusavice, 2013; Boaro vd., 2010; Egilmez vd., 2013; Ferracane, 2011; Powers and Sakaguchi, 2006; Sideridou vd., 2011).

1.14. Bağlanma Dayanımı Testleri

Braketlerin kopması, ortodontik tedavi sırasında en sık karşılaşılan sorunlardan biridir. Hasta nedeniyle veya bağlanma yetersizliğinin bir sonucu olarak bu durum sıklıkla meydana gelir. Ortodontik tedavi başarısı, diş ve braket arasındaki bağlantının gücüne bağlıdır. Bu başarıyı elde etmek için araştırmacılar, yapıştırıcıların yüzey hazırlama yöntemleri ve yapıştırma yöntemlerini incelediler. Genel olarak, bu çalışmalar laboratuvar ortamında mekanik test makineleri kullanılarak yürütülmüştür (Bishara, Laffoon, vd., 2002).

Bağlanma testleri, braketlerin bağlandığı yüzeylerden çıkarılırken ortaya çıkan kuvvetleri değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilen laboratuvar testleridir (Ahmed vd., 2018). Bu test yöntemleriyle adezivlerde oluşan gerilme tipleri, kopma bölgeleri, bağlanmanın gücü ve sınıflandırılması sağlanır (Ayaz vd., 2011; Eren, 2009).

1.14.1. Çekme (Microtensile) Testi

Bağlanma dayanımını ölçmek için daha yaygın ve doğru olarak kullanılan Şekil 11’de bulunan çekme testi tercih edilir. Bu test cihazı, çekilmiş dişlere yapıştırılan çeşitli ortodontik braketlere kontrollü ve ölçülü bir kuvvet vererek bağlanma dayanımını ölçmek için tercih edilen önemli bir araçtır. Testin amacı, tek bir diştten birden fazla örnek almaktır. Numune tablaya mikrobar yardımı ile yapıştırılır. Bu iki materyal birbirinden ayrılana kadar 1 mm/dk kuvvet uygulanır. Birim alana düşen çekme kuvveti, mikrobarların yüzey alanlarına bölünmesiyle uygulanan maksimum kuvveti oluşturur (Ahmed vd., 2018; Bishara, Laffoon, vd., 2002).

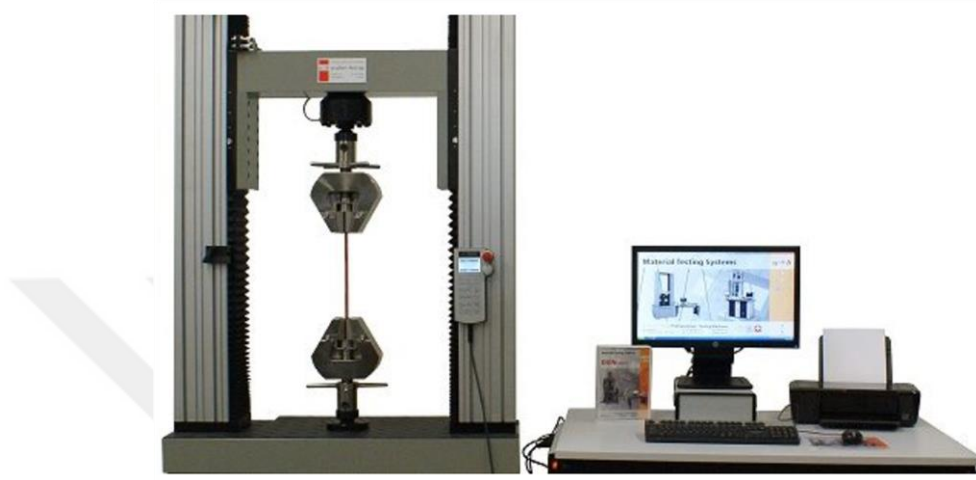
Çekme testleri, ara yüz bağlanma dayanıklılıklarını daha iyi ölçme, adezivleri daha iyi değerlendirme, düzensiz yüzeylerde bile işlem yapabilme, tek bir diş için değer bulma, küçük alanların değerlendirmesini kolaylaştırma gibi faydaları vardır. Dezavantajları arasında ise özel ekipman gerektirmesi, hassas ve zor laboratuvar işlemleri, 5 MPa’dan az bağlanma dayanımlarını ölçmenin zorluğu ve çok küçük örneklerin dehidrate olmasıdır (Oesterle and Shellhart, 2001; Sfondrini vd., 2004).

Makaslama testlerine göre, çekme testlerinde kuvvet dağılımı daha homojendir. Bağlantı testi sonuçları bu nedenle çok daha karardır. Bu çekme testlerinde, bağlanmış olan ara yüzün yükleme eksenine dik hizalanması son derece önemlidir. Eğer ayarlanmazsa bu kuvvet

numunelerin bükülmesine sebep olur. Ek olarak, test cihazı, adeziv materyal ile dış yüzeyi arasında uygun konumda olmalıdır. Bu nedenle, makaslama testlerinden daha az teknik hassasiyet gerektiren çekme testleri yapılır (Elmas vd., 2021; Kelly vd., 2012).

Şekil 11

Instron Universal Çekme Test Cihazı



Kaynak: Instron. (2024). Instron Universal Çekme Test Cihazı. İstanbul Kent Üniversitesi.

1.14.2. Makaslama (Shear) Testi

Makaslama testi, dış yüzeyi ile bağlantının ayrılabilmesine dair bir testtir. Bu test, bıçak sırtı benzeyen şekilde bir aparat yardımıyla yapılır (Devatha vd., 2019; Kansal vd., 2018). Makaslama kuvvetlerinin uygulanması esnasında, uygulama kuvveti ve hızının değerlendirme sonuçları dikkate alındığında, bu iki değişken oldukça etkilidir. ISO standardına göre, bu test düzeneğinin kesici ucun çalışma hızı olarak 0,45 ile 1,05 mm/dk olması beklenmektedir (ISO, 2003).

Bu testte, iki materyalin birbirlerine bağlayıcı bir madde ile bağlandığı yüzeyde kopma meydana gelene kadar sabit bir hızda kuvvet uygulanmasına dayanır. Test sonuçları, bağlanma dayanımını ölçmek için elde edilen maksimum kuvvetin bağlanmanın gerçekleştiği yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır. MN/m², N/mm² (MPa) ve kg/cm² bağlanma kuvvetinin ölçüm değerleridir (Inokoshi vd., 2014).

Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde, iki materyalin arasındaki bağlantının başarısız olması gerilme kuvvetinin bir sonucudur. Test edilen yüzey ile kuvvet kolu arasındaki mesafe arttıkça, uygulanan kuvvetin momenti ve bunun sonucunda oluşan gerilme kuvveti de

artacaktır. Kuvvet uygulayıcı kolun uzaklığı gerilme dağılımını etkileyeceği için bağlanma dayanımı değerleri de değişecektir (Greig, 2012).

Basit ve hızlı bir şekilde uygulanabilir olması, her diş için ortalama bir değer bulunabilmesi, düzensiz yüzeylerde bile test yapılabilmesi bu testin avantajlarıdır (Elmas vd., 2021; Ezoji vd., 2016). Dezavantajları arasında bağlantı bölgesine gelen kuvvetin dengesizliği, koheviz kırıklarının meydana gelme olasılığı ve sonuçta bu değerlerin yanlış hesaplanmasından dolayıdır (Sirisha vd., 2014).

Çok sayıda faktör, yüzey üzerine yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımlarını belirlemektedir. Bunlardan bazıları;

- Dişin flor içermesi
- Yapıştırma yaptıktan sonra geçen süre
- Dişin tipi/türü
- Dişin yapıştırılma öncesi temizlenmesi ve saklama şartları
- Yükleme şekli
- Braketler için uygun yapıştırma alanı olması

Çekme ve makaslama kuvvetleri üzerine yapılan bir dizi çalışmaya rağmen, bağlanma testlerini standart bir hale getiren sistem belirlenememiştir (Van Meerbeek vd., 2010).

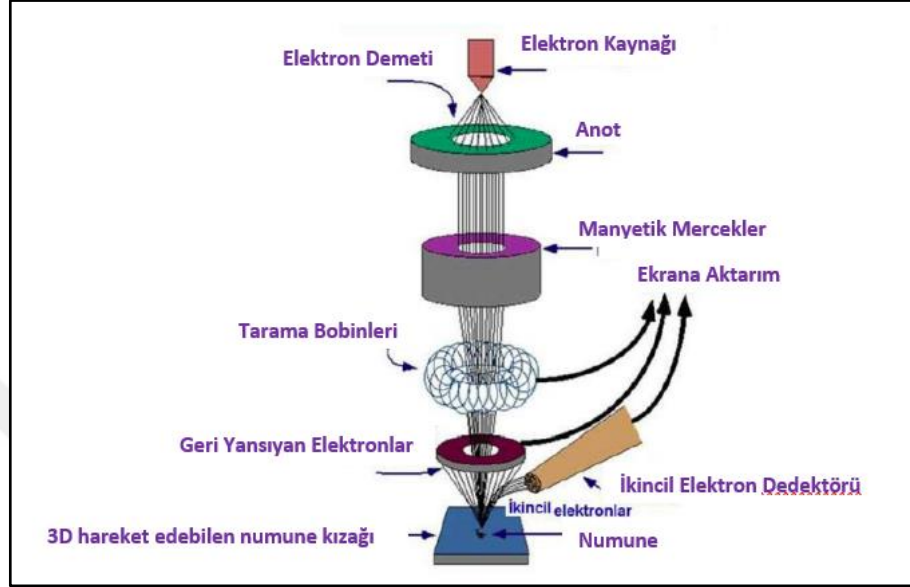
1.15. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM (Taramalı elektron mikroskobu), yüksek çözünürlükte yüzey görüntüleri elde edebilmek için kullanılan bir tür elektron mikroskobudur. Taramalı elektron mikroskobunun (SEM) ışın üreten bölümü katot, pozitif yüklü anot ve Wehnelt silindirinden oluşmaktadır (Al-Dohan vd., 2004; Saghiri vd., 2012). Tungsten katotlu bir elektron tabancasından yayılmış olan bir elektron ışınının incelenen yüzeye çarptırılması, bu incelenen yüzeyin topografik özelliklerini belirlenmesine yardımcı olmaktadır. Bir dedektör aracılığıyla toplanan enerjisi 100-200 eV arasında değişen elektronlar, bir mercekle yardımıyla odaklanır ve elektromanyetik bobinler ile incelenen numune yüzeyi taranır. Birincil elektronlar incelenen numunenin yüzeyine gönderilmekte olup elastik bir çarpışma gerçekleştirmektedir. Daha sonra enerjisi 50 eV'den düşük olan ikincil elektronlar ise istenilen topografik görüntünün ortaya çıkmasını sağlamaktadır. İncelenmek istenen yüzeye bağlı olarak, voltaj miktarı artan bir yüzeyde daha fazla görüntü ve daha fazla ısı üretmektedir. SEM'de, mikroskopta incelenecek olan

numunelerin yeterli bir boyutta, vakum sürecinde stabil ve elektriksel iletkenliğe sahip olması gerekmektedir (Dunlap and Adaskaveg, 1997; Saghiri vd., 2012).

Şekil 12

SEM Cihazının Ana Bileşenleri



Kaynak: Tehranipoor, M., Nalla Anandakumar, N., & Farahmandi, F. (2023). Scanning Electron Microscope Training. In Hardware Security Training, Hands-on! (pp. 293-318). Cham: Springer International Publishing.

BÖLÜM 2: ORTODONTİK BRAKETLER, ÇEŞİTLERİ VE YAPIŞTIRILMASI

Genellikle diş teli olarak adlandırılan ortodontik braketler, dişleri düzeltmek ve hizalamak için dişlere yapıştırılan küçük seramik veya metal bileşenlerdir. Bu braketler ortodontik bantlar veya diş telleriyle birlikte kullanıldığında dişlerin düzgün şekilde hizalanmasına yardımcı olur. Ortodontik tedavi sırasında diş teli kullanımı dişlerin çiğneme kabiliyetini iyileştirmenin yanı sıra estetiğini de arttırmaya çalışır (Zanon vd., 2022). Ortodontik braketler tedavi boyunca dişlerin üzerinde kalır ve tedavi sonunda çıkarılır (Tonetto vd., 2014).

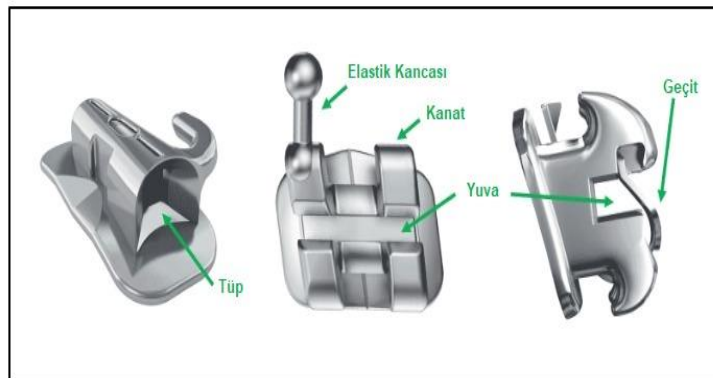
Bu braketlerde tüm dişlerinizi birbirine bağlayan metal bir telin geçebileceği küçük bir yer bulunur (Şekil 13). Bazı braketlerde, dişlerinizi bir yöne veya diğerine çekmek için daha sonra lastik bantların eklenmesi için küçük kancalar da bulunabilir (Bulat, 2021).

Geleneksel olarak diş telleri rahatsız edici, takılması acı veren ve sıklıkla ağzın iç kısmında yaralanmalara yol açan, yaralara ve hasara neden olan metal mekanizmalara sahip idi. Dahası, diş telleri çirkindi ve diş telleri genellikle ergenler ve genç yetişkinler tarafından kullanıldığından, diş teli takmak sıklıkla özgüven kaybına yol açabiliyordu.

Günümüzde diş telleri daha az fark edilir ve daha az göze çarpar. Her diş takılan braketler daha küçüktür veya dişlerin arka kısmına daha az görülebilecek yerlere takılabilir. Ayrıca braketler seramik, plastik, metal veya bu malzemelerin birleşiminden yapılabileceği gibi diş renginde de yapılabilir. Ayrıca braketler özelleştirilebilir ve örneğin futbol topu "gülen yüzleri" şeklinde şekillendirilebilir.

Şekil 13

Braketlere Ait Genel Bir Görünüş



2.1. Ortodontik Braket Çeşitleri

Paslanmaz çelik, titanyum ve altın kaplı metal braketler, plastik braketler ve seramik braketler gibi farklı türlerde braketler mevcuttur. Farklı materyaller, braket üretiminde kullanılan malzemeler arasında yer almaktadır. Braketlerin üretiminde, fiziksel özellikleri, korozyona dayanıklılığı ve maliyet etkinliği gibi önemli faktörler dikkate alınır. Bu nedenle, paslanmaz çelik braketler gibi materyaller en yaygın tercih edilenlerdendir (Keim, 2021; Oh vd., 2005). Ancak, modern ortodontik uygulamalarda farklı materyallerden üretilmiş braketler de kullanılmaktadır, her birinin kendi avantajları ve sınırlamaları vardır.

İdeal braket materyalinin taşınması gereken özellikler şunlar olabilir:

- Ağız içinde biyolojik olarak uyumlu olmalıdır.
- Ekonomik olmalıdır.
- Yüksek elastisite modülüne sahip olmalıdır.
- Korozyona karşı dirençli olmalıdır.
- Manyetik özelliklere sahip olmamalıdır.
- Ark telleriyle sürtünmeyi minimumda tutmalıdır.
- Yeterli dayanıklılık ve sertlik seviyesine sahip olmalıdır.
- Ağız içinde leke oluşumuna ve renk değişimine karşı direnç göstermelidir.
- Plak birikimini önlemelidir.
- Hastanın estetik beklentilerini karşılamalıdır.

Bu özellikler, braket materyalinin seçiminde önemli bir rol oynar (Khan, 2015).

2.1.1. Metal Braketler

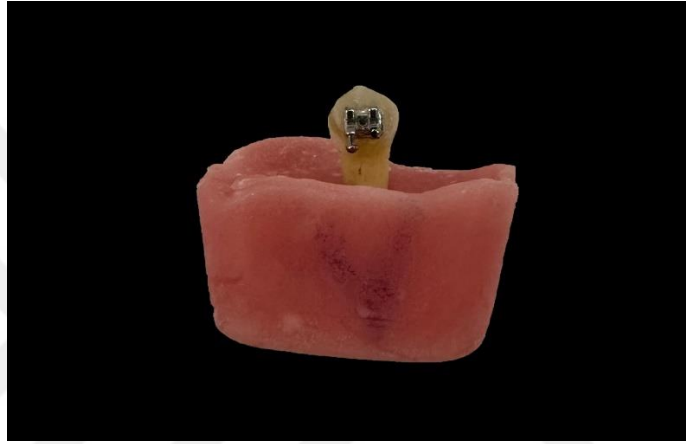
Ortodontistler, metal braketleri ilk olarak 1967 yılında kullanmaya başlamışlardır. Ortodonti kliniklerinde yapıştırıcıların ve braket tabanlarının geliştirilmesi ve aynı zamanda direkt bonding sisteminin tanıtılması ile birlikte, günümüzde dayanıklı olması ve kuvvetleri etkili bir şekilde iletebilmesi nedeni ile en yaygın olarak kullanılan braket türü metal braketlerdir (Cozza vd., 2006; Keim, 2021; Oh vd., 2005). İlk üretilen metal braketler, %18 krom ve %8 nikel içeren ostenitik çelikten yapılmıştır. Zaman içinde, fiziksel özelliklerini artırmak ve kimyasal korozyona karşı daha dirençli hale getirmek amacıyla martensitik çelik kullanılmaya başlanmıştır (T. H. Huang vd., 2001).

Modern ortodontide kullanılan 4 tip metal braket mevcuttur (Şekil 14):

1. Paslanmaz çelik braketler
2. Kobalt-krom braketler
3. Titanyum braketler
4. Değerli metal braketler (Çiçek ve Özkalaycı, 2019)

Şekil 14

Metal Braketler



2.1.1.1. Paslanmaz çelik braketler

Paslanmaz çelik, en az %10,5 krom içeriğine sahip bir alaşımdır ve kristal yapısına ve element bileşimine göre çeşitli tiplere ayrılabilir. Bu çelik tipleri SAE (Society of Automotive Engineers) veya AISI (American Iron and Steel Institute) numaraları ile sınıflandırılır (Zinelis vd., 2003). Düşük numaralar, daha yumuşak ve az alaşım içerdiğini, yüksek AISI numaralarının ise daha sert ve korozyona karşı daha dayanıklı olduğunu belirtir (Khan, 2015).

Ortodontik braketler, tellerden dişlere kuvvet aktarabilmek için uygun sertlik ve dayanıklılığa sahip olmalıdır (Feldner vd., 1994; Flores vd., 1994). Genellikle, bu braketlerin çoğu, özellikle bir ortodontik braket için en uygun özelliklere sahip olduğu düşünülen paslanmaz çelikten üretilir (Arici ve Regan, 1997; Maijer and Smith, 1982). En çok kullanılan paslanmaz çelik braket tipleri 302, 303SE, 303L, 304, 304L, 316, 316L, 318, 304L ve 316L'dir (Eliades, 2007; Oh vd., 2005; Platt vd., 1997).

2.1.1.2. Co-Cr braketler

Paslanmaz çelik braketlerde nikelin varlığı ve buna neden olan vivo salınımı (Eliades vd., 2002), alerjiden sitotoksisteye kadar değişen reaksiyonlara neden olabilir (Shintcovsk vd.,

2015). Avrupa'da nikele karşı bu duyarlılık kadınlarda (%10 ila 15) erkeklere (%1 ila 3) göre daha sık görülür (Beaufils vd., 2016). Nikele karşı alerjik yanıt, metal miktarından bağımsızdır ancak ağız içi temastan ziyade cilt temasından kaynaklandığı görülmektedir (Szustakiewicz vd., 2009). Bu yüzden kobalt krom braketler 1990'lı yılların ortasında paslanmaz çeliğe alternatif olarak tanıtılmışlardır. Yine biyouyumlu ve nikel içermeyen Co-Cr, bu bileşene alerjisi olan hastalarda paslanmaz çelik braketlerinin yerini alabilir (Malinowski and Moutaabbib, 2009). Kobalt krom braketler döküm veya metal enjeksiyonla kalıplama tekniği ile üretilmektedirler (Khan, 2015; Zinelis vd., 2003).

Kobalt bazlı alaşımlar, “Kobalt esaslı aşınmaya dayanıklı alaşımlar”, “Kobalt esaslı yüksek sıcaklık alaşımları”, “Kobalt esaslı korozyona dayanıklı alaşımlar” olmak üzere genellikle üç ana kategoriye ayrılabilir:

Günümüzde, ortodontik braket üretiminde, genellikle kobalt esaslı aşınmaya dayanıklı alaşımlar tercih edilmektedir. Bu tür alaşımların nikel içeriği düşük tutulmaktadır (Haddad vd., 2009).

Sürtünme direnci açısından, kobalt krom braketler, çelik tellerle kullanıldığında paslanmaz çelik braketlere göre daha az sürtünmeye neden olabilir (Moore vd., 2004; S. V Nair vd., 2012). Ancak, kobalt krom braketler, hem paslanmaz çelik hem de beta titanyum tellerle kullanıldıklarında daha fazla sürtünme gösterebilirler (S. V Nair vd., 2012). Krom içeriği arttıkça, kobalt krom braketlerin korozyona uğrama riski azalır (Schiff vd., 2005).

2.1.1.3. Titanyum Braketler

Yüksek özgül dayanım, düşük elastisite modülü, korozyon direnci ve kolay imalat gibi mükemmel özelliklere sahip olan titanyum ve titanyum alaşımları havacılık, biyomedikal uygulamalar, askeriye gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (Gokul Lakshmi vd., 2002; Long and Rack, 1998; Spies vd., 2001; Yıldız vd., 2008).

Titanyum (Ti) son zamanlarda metalik ortodontik braketlerin üretiminde alternatif bir malzeme olarak piyasaya sürülmüştür (Kusy and O'grady, 2000). Bu metalin tercih edilmesinin altında yatan sebep, kanıtlanmış biyouyumluluğu, alerjenite eksikliği ve artan korozyon direncinde yatmaktadır (Eliades, 1997; Kapur vd., 1999; Sernetz, 1995). Ayrıca, diş implantları, artroplasti bileşenleri ve ortopedik ve çene-yüz cerrahisinde kullanılan plakalar/vidalar gibi çok çeşitli uzun vadeli titanyum biyomedikal uygulamalarından kapsamlı kanıtlar elde edilmiştir (R. M. Davis and Forbes Jones, 1996). Ti braketleri, SSa'ya eşdeğer mekanik özellikler sunma, daha

iyi korozyon direnci, mükemmel biyouyumluluk ve nikel salınımının olmaması gibi avantajlara sahiptir (Malinowski ve Moutaabbib, 2009). Ayrıca titanyum braketler hafif olmalarıyla bilinir ve bu nedenlerden dolayı birçok ortodontist tarafından tercih edilirler.

2.1.1.4. Değerli Metal Braketler

Değerli metal braketler, genellikle çelik braketlerin üzerine altın, platin ve paladyum gibi kıymetli metallerin kaplandığı braketlerdir. Özellikle lingual ortodonti uygulamalarında veya nikel alerjisi olan hastalarda 16, 18 ve 24 karat altın kaplamalı braketler tercih edilmektedir. Altın, reaktif olmayan özelliği nedeniyle uzun yıllardır farklı diş protezi uygulamalarında kullanılmaktadır. Geleneksel edgewise braketler altından yapılmasına rağmen, altın braketlerin yüksek maliyeti nedeniyle tüm dünyada paslanmaz çelik braketler ve teller tarafından yerini almıştır. Altın braketlerin tork, sertlik ve sürtünme özelliklerine ilişkin literatürde herhangi bir çalışma bulunmasa da, bu braketlerin çelik braketlerle benzer davranışlara sahip olduğu ve braketlerin çekirdeğinin paslanmaz çelikten yapıldığı varsayılmaktadır (Çiçek ve Özkalaycı, 2019; Eliades ve Athanasiou, 2002).

Plastik Braketler (Kompozit)

1963 yılında Morton Cohen ve Elliott Silverman tarafından ticari olarak ilk kez tanıtılan plastik braketler, tedavi sürecinde estetik beklentilere cevap vermek amacıyla şeffaf ya da yarı şeffaf olarak üretilmektedirler. Plastik braketler, genellikle polikarbonat gibi plastik malzemelerden üretilir ve metal braketlere kıyasla daha hafif ve estetikdir. Bu özellikleri, özellikle görünür diş tedavisi uygulanan yetişkinler ve gençler arasında tercih edilmesini sağlar.

Genellikle plastik enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılarak üretilen bu braketler, nikel alerjisi olan hastalar için metal braketlere karşı iyi bir alternatif sunar. Ancak, geleneksel braketlere göre bazı dezavantajları da olabilir, bu da tedavi planlaması sırasında dikkate alınmalıdır (Çiçek ve Özkalaycı, 2019).

Plastik malzemeler zamanla renk değiştirebilir, özellikle kahve, çay, sigara içme gibi alışkanlıkların etkisiyle. Bu durum, braketlerin estetik görünümünü etkileyebilir (Brown, 1988).

Çeşitli plastik braketlerin tork-deformasyon özellikleri analiz edilmiştir ve metal braketlerden daha yüksek deformasyon değerlerine sahip olduğu gözlemlenmiştir (Çiçek ve Özkalaycı, 2019).

Doldurucusuz polikarbonat plastik braketler, paslanmaz çelik braketlere kıyasla 60 kat daha düşük bir sertlik seviyesine sahiptir (Kusy ve Whitley, 2005). Bu düşük sertlik, sıvı absorpsiyonu ile birlikte daha da azalabilir. Plastik braketlerdeki braket slotlarındaki deformasyon ve plastik akışı nedeniyle, köşeli tellerle tork vermek mümkün olabilir ancak oldukça zorlu bir süreçtir (Aird ve Durning, 1987).

2.1.2. Seramik Braketler

1980'li yıllarda ortodontide kullanılmaya başlayan seramik braketler, monokristalli ve polikristalli alüminyum oksitten yapılmış estetik bir materyaldir (Şekil 15) (Kitahara-Céia vd., 2008). Özellikle yetişkin hastalar, ortodontik tedaviyle birlikte dişlerine daha çekici bir görünüm sağlamak için braketlerin daha az fark edilebilir olmasını istemektedir (Reimann vd., 2016). Ayrıca bazı vakalarda metal braketlerin kullanımı kontrendike olmaktadır (Liu vd., 2005).

Seramik braketler, plastik braketlere kıyasla daha estetik, dayanıklıdır. Seramik braketler, nikel veya krom alerjisi olan hastalarda da kullanılabilir çünkü ağız içi sıvılarıyla etkileşime girmezler (Gautam ve Valiathan, 2007). Sertliği, kırılma yapıları ve bağlanma dayanımının yüksekliği nedeniyle seramik braketler estetik olsa da bazı dezavantajları vardır. Bunlar (Merrill vd., 1994);

- Yüzeylerinin metal braketler kadar düzgün olmadığı için plak ve gıda artığı kolayca tutulabilir.
- Ortodontik teller ve braket slotu arasında oluşan sürtünme, metal braketlere kıyasla daha düşüktür. Bu nedenle diş hareketi yavaşlar ve ankrajın kontrolünü ve uygulanması gereken kuvvetleri saptamayı zorlaştırır.
- Braketlerin çıkarılması sırasında veya ağız içinden gelen kuvvetler sonucunda kırılmalar ve parçalanmalar meydana gelebilir.
- Sertlik derecelerinden dolayı brakete temas edip çarpan dişlerde aşınmalara neden olabilirler.

Düzenli röntgen, radyolusent braketler olduğu için MR çekilmesi gereken hastalarda artefakt oluşturmamasından dolayı, güvenle kullanılabilir. (Jena vd., 2007) Bununla birlikte, seramik braketler translusen (ışık geçiren) olduğundan, yemek borusuna veya soluk borusuna kaçan braketleri bulmak için röntgenler kullanılması gerekmez. 2018'de Öztaş ve Hacıağaoğlu tarafından Tablo 3'te sunulan klinik bir rehber, seramik braketlerin Manyetik Rezonans görüntüleme için güvenli olduğunu ortaya koymuştur (Öztaş ve Hacıağaoğlu, 2019).

Tablo 3**Ortodontik Apareylerin Manyetik Rezonans Görüntülemeye Uygunluğu**

Kullanılan Materyal	Yapılması Önerilenler
Paslanmaz Çelik braket	Baş boyun MR'ı çekilecekse mutlaka çıkarılmalıdır.
Seramik braket	MR için güvenlidir.
Paslanmaz 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 ile nispeten uyumludur.
Kompozit teller	Muhtemelen MR için güvenlidir.*
Palatal/lingual arklar	Baş boyun MR'ı çekilecekse mutlaka çıkarılmalıdır.
Sabit bonded retainer'lar	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.**
Mütharrik apareyler	MR çekilmeden önce mutlaka çıkarılmalıdır.

* Detaylı araştırma gereklidir.

** TME ve maksiller sinüse yakın mini vidalar ve mini plaklar ile palatal implantlar kişiye özel olarak değerlendirilmelidir.

Kaynak: Öztaş, E., ve Hacıağaoğlu, F. (2019). *MR Çekilecek Ortodonti Hastaları İçin Klinik Rehber*. TOD. <https://tod.org.tr/hekimler-icin/yol-haritasi/>

“Birinci jenerasyon seramik braketler” seramik braketlerin ilk üretilen tipidir. Bu tür braketlerin tabanları silan kaplı olarak üretilmişlerdir ve braketler yapıştıkları yüzey ile kimyasal bir bağlantı kurarlar. Bu kimyasal bağ, bağlanma dayanımı çok yüksek braketlerin çıkarılmasında çatlaklara ve kırıklara neden olabilir (Freiman, 1992; Jones, 2017). Birinci jenerasyon seramik braketlerdeki eksiklikleri gidermek için mekanik olarak yüzeylere bağlanan "İkinci jenerasyon seramik braketler" geliştirilmiştir (Salem vd., 2001). 1997'de ise geliştirilmiş olan "Üçüncü jenerasyon seramik braketler", hem çıkarılması kolay hemde mekanik tutuculuğa sahip olması için tabanında dikey oluklara sahiptir. Kısacası bu braketlerde braketin dıştan rahatça ayrılması için braketlerin üzerinde dikey bir oluk bulunmaktadır. Bundan dolayı braketler çıkarıldığı zaman braket kendi içinde kırılmış olsa bile minede meydana gelebilecek zararları azaltmak için yapılmıştır (C. H. Chung vd., 2002; Liu vd., 2005).

Ortodontide seramik braketler üç ana gruba ayrılmaktadır. Bunlar; alüminyum oksit braketler, zirkonya seramik braketler ve kalsiyum fosfat seramik braketler yapılan seramik braketlerdir (Bishara ve Fehr, 1997).

Şekil 15

Seramik Braketler



2.1.2.1. Al_2O_3 veya Alümina Braketler

Alumina, çeliğe alüminyum eklenerek çözünmüş halde bulunan oksijene dirençli hale getirilmesiyle elde edilir. Alüminyum oksitten yapılmış seramik braketler, üretim sürecindeki teknik farklılıklar nedeniyle polikristalin ve monokristalin braketler olarak adlandırılmaktadır (Bishara ve Fehr, 1997).

Polikristalin Braketler

Monokristalin ve polikristalin braketler alüminyum oksit bileşiklerinden yapılır, ancak seramik braketler arasında polikristalin braketler en popülerdir. Alüminyum oksit parçacıklarının

sinterlenmesi, birçok alümina kristalinden oluşan polikristalin braketleri oluşturur. Sinterleme tekniğinde, 0.3 m boyutuna sahip alüminyum oksit parçacıklarını bağlayıcı bir ajanla karıştırılarak istenilen şekle getirilir. Bu işlemten sonra, kalıplardaki bağlayıcı ajan 1800 °C'nin üzerinde yakılır, ancak karışım alüminyum oksit bileşiğinin erime noktasının altındaki bir sıcaklıkta eritilir. Sinterleme işleminin ardından, elmas yüzeyli frezler kullanılarak yüzey pürüzsüzleştirilir, stres azaltılır ve braket slotları için oluklar açılır. Sinterleme tekniği ucuz olsa da, kristallerin birleşme yerleri yapısal olarak düzenli değildir bu yüzden %0.001'lik kusurlar, stres altında kırılma odakları oluşturabilir (Joseph ve Rossouw, 1990; Viazis vd., 1990).

Kalıpların işlenmesine ihtiyaç duyulmadan, kesme işleminin yapısal bozulmalarını ortadan kaldıran seramik enjeksiyon yöntemi, polikristalin braketler üretmenin bir başka yoludur. Omana ve diğerleri 1992 yılında yaptıkları bir araştırmada, kesme işlemini ortadan kaldırmak ve daha hızlı bir şekilde pürüzsüz yüzeyler elde etmek için seramik enjeksiyon tekniğini kullandılar (Omana, 1992). Reimann ve diğerleri 2016 yılında bu çalışmayı destekleyerek, sinterleme sonrasında kullanılan enjeksiyon yöntemiyle birlikte kesme işlemi yapılmadan da başarılı sonuçlar elde edilebilir (Reimann vd., 2016).

Monokristalin Braketler

Monokristalin braketler eskiden doğal safirden yapılırken şimdi sentetik materyallerden yapılmaktadır. Monokristalin braketler, saf Al_2O_3 partiküllerinin 2100 °C'nin üzerinde eritilmesi ve kristalizasyonun tamamen bitmesi için yavaşça soğutulmasıdır (Meguro vd., 2006). Bu, polikristalin braketlerin aksine fazla gerilmenin yarattığı sorunlarını azaltır ve tam kristalizasyonu sağlar. Soğutma işlemi tamamlandıktan sonra, büyük alümina parçacığı lazer, ultrasonik veya elmas kesiciler kullanılarak ortodontik bir braket olarak kullanılır (Reimann vd., 2016). Keskin köşeleri düzeltebilmek için oluşturulan gerilmeler alümina kristaline ısıtma işlemi yoluyla girer ve bu da seramik braketin daha da kolay kırılmasına neden olur. Seramik, oldukça sert bir malzemedir ve şekillendirilmesi oldukça pahalı ve zordur. Monokristalin braketler daha düzenli ve tanecikleri daha küçüktür. Braket, daha düzenli taneciklerle daha şeffaf hale gelirken, daha küçük taneciklerle kırılmalara karşı daha dayanıklı hale gelir (Khan, 2015; Omana, 1992; Russell, 2005)

2.1.2.2. Zirkonya Seramik Braketler

Zirkonya, Avustralya'daki kumlardan elde edilen özel bir malzemedir. Zirkonya seramik braketler, polikristalin seramik braketlere alternatif olarak itriyum oksit ve zirkonya tozu karışımından yapılır. Baskı kalıplama tekniği kullanılarak sinterleme yapılır ve ısıtma işlemi

uygulanarak porözite temizlenir. Renklerinin polikristalin braketlere göre daha sarımsı olması ve diğer seramik braketlere göre daha kırılğan yapısı nedeniyle kullanımı azalmıştır (Çalikkocaoğlu, 2000; Reimann vd., 2016).

2.1.2.3. Kalsiyum Fosfat Seramik Braketler

Japonya merkezli Tomy International şirketi, kalsiyum fosfat seramikten yapılan yeni bir ortodontik braketi piyasaya sürmüştür. Bu braketler mükemmel biyouyumluluk, düşük sürtünme özellikleri ve mineye benzer sağlamlığa sahiptir. Bu braketlerin, özellikle derin kapanış durumlarında diş yüzeyiyle teması nedeniyle abrazyonu önlediği iddia edilir. Ancak üretici firma, üretim tekniği ve kullanılan malzemenin içeriği hakkında bilgi verilmemiştir. Bu braketler, geleneksel seramik braketlerle karşılaştırıldığında daha düşüktür, ancak kabul edilebilir basma ve yapışma dayanımına sahiptir ve debonding sırasında mine hasarına uğramazlar (Khan, 2015).

2.1.2.4. Seramik Braketlerin Avantajları ve Dezavantajları

Seramik braketlerin başlıca avantajları;

- Ağız içi dokularla harika bir biyouyum gösterir (Birnie, 1990).
- Plastik braketlere kıyasla daha yapışkandır ve daha estetik görünür (Retamoso vd., 2012).
- Nikel, krom gibi maddelere alerjisi olan kişiler için kullanılmamalıdır (Gautam ve Valiathan, 2007).
- Baş boyun bölgesini incelemek için kullanılan Manyetik Rezonans Görüntüleme (MR), görüntüde bozulmayaacağı için braketleri çıkarmak zorunda değildir (Beau vd., 2015).

Seramik braketlerin başlıca dezavantajları;

- Mine yüzeyi ile karşılaştırıldığında yaklaşık dokuz kat daha serttir, bu da braketlerin çıkarılması sırasında geri dönüşü olmayan zararlar oluşturabilir (Ogaard, 2004).
- Renk değişimi ve stres braketleri korozyona neden olabilir (Russell, 2005).
- Braketlerin çıkarılması sırasında karşılaşılan zorluklar nedeniyle, mine çatlağı görünen dişlerde, çeşitli şekil anomalilerine sahip dişlerde ve restorasyonlu dişlerde kullanımları oldukça zordur (Michalske vd., 1986).
- Seramik braketler, metal braketlerin ağız kuvvetlerine uygulanan esneme oranının yalnızca %1'idir (W A Brantley ve Eliades, 2001).

2.2. Ortodontide Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri

Yüzey pürüzlendirmesi, başarılı bir ortodontik tedavi sürecinde çok önemlidir. Dolayısıyla, yüzey pürüzlendirme için uygun materyalin ve yöntemin seçimi de son derece önemlidir. Yüzeyin pürüzlendirilmesinin temel amacı, mekanik bir değişiklikte birlikte yüzeyden bir miktar materyalin uzaklaştırılması yoluyla yüzeyin ıslanabilirlik kapasitesini artırmaktır. Bu, ortodontik aparatların bağlanması ve tedavinin başarılı bir şekilde ilerlemesi için çok önemli bir adımdır (W R Proffit vd., 2006).

Birçok in vitro ve in vivo çalışması, braket yapıştırmadan önce mine yüzeyini pürüzlendirme işlemlerinin uygulandığını göstermektedir. Yapılan bu çalışmalar, mine yüzeyini temizlemenin bağlanma direncini etkilediğini göstermektedir. Ortodontik braketlerin mine yüzeyine daha iyi bağlanabilmesini sağlamak ve tedavinin başarı oranını artırmak için bu pürüzlendirme işlemleri tercih edilmektedir (Oonsombat vd., 2003; Toledano vd., 2001).

Farklı restorasyon türlerinin her biri için özel pürüzlendirme ve yapıştırma teknikleri geliştirilmesi gerekmektedir. Seramik, kompozit veya diğer restorasyonların yüzey pürüzlendirme teknikleri konusunda daha az çalışma yapılmıştır. Mine yüzeylerinin pürüzlmesi ve braket yapıştırılması üzerine birçok çalışma yapılmıştır (Tse, 2012).

2.2.1. Asitle Pürüzlendirme Yöntemi

Mine yüzeyine 30 saniye boyunca %85 fosforik asidin (H_3PO_4) uygulanması, mineyi akrilik reçineler arasındaki bağlantıyı sağlamak için 1955 yılında Bounocore tarafından ilk kez uygulandı. Bu asitle pürüzlendirme tekniğinin amacı, mine yüzeyinde küçük düzensizlikler oluşturmaktır. Asitle pürüzlendirmenin sonucunda, pürüzlendirilecek mine yapısının türüne, dişlerin yaşına ve mine yüzeyinin durumuna göre değişkenlik gösterebilir (Summitt, 2001). Asit jel veya likit şeklinde uygulanabilir. Jel asit kullanılması, klinik rahatlığı ve diş etrafındaki dokuları korumak için önerilir.

Ortofosforik Asit (OF):

Yüzey pürüzlendirme sistemlerinde OF asit en çok tercih edilen bir materyaldir. Asidin hem konsantrasyonu hem de uygulama süresinin bağlanma direnci üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalar yapılmıştır. Sonuçlar, %30 ila %40 arasında değişen asit konsantrasyonlarının en uygun olduğunu gösterdi. Uygulama süresi için yapılan çalışmalar, 15 ila 30 saniye arasında bir sürenin pürüzlendirme için yeterli olduğunu göstermiştir. Ancak 60 saniyelik asitleme, 15 saniyelik asitleme ile karşılaştırıldığında anlamlı bir fark yaratmamıştır. Bununla birlikte, beş

saniyeden kısa veya altmış saniyeden uzun asitleme sürelerinin bağlanma direncini azalttığı gözlemlenmiştir (Bishara vd., 2001).

Taramalı elektron mikroskobu ile yapılan çalışmalar, 30 saniyelik uygulama süresi ile %37 OF asidi en iyi bağlanma direncini sağlar. Mine pürüzlendirme sırasında, dişin yaşı ve minenin durumu yüzey pürüzlendirme süresini etkiler. Geçmiş araştırmalar, süt dişlerinin mine yüzeyleri için iki dakikalık ve daimi dişlerin mine yüzeyleri için bir dakikalık pürüzlendirme süresi önermiştir. Bununla birlikte, daha sonraki çalışmalar, süt dişleri ile daimi dişler arasında bağlanma dayanımları arasında bir fark olmadığını göstermiştir. Sonuç olarak, süt mineleri ve daimi diş mineleri için 15 saniyelik pürüzlendirmenin yeterli olduğu bulunmuştur (Boj vd., 2004; Peutzfeldt ve Nielsen, 2004).

Mine pürüzlendirme işleminin yaygın ve eski bir yöntemi olan OF asidin uzun süreli kullanımı, bir dizi dezavantaja neden olur (Hosoya vd., 2000). Aşırı mikroporozite ve gereğinden fazla madde kaybı, asit uygulama süresinin istenenden fazla artmasına neden olabilir (Welbury vd., 2004). Dişlerde beyaz nokta lezyonlarının veya renk değişimlerinin meydana gelme olasılığı bu durum nedeniyle artabilir. Atışmanların çıkarılması sırasında minede çatlak oluşma olasılığı da artabilir. Bu nedenle, aşırı kullanım istenmeyen sonuçlara neden olabilir, bu nedenle OF asidin kullanımında dikkatli bir dengeleme yapılması önemlidir (Cehreli ve Altay, 2000).

Poliakrilik Asit:

2006 yılında Al Shamsi ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, mine yüzeyinin pürüzlmesi için kullanılan %10 poliakrilik asit ile 5,39 MPa ile 18,9 MPa arasında bir bağlanma kuvveti oluşturarak sıyırma kuvvetlerine karşı kabul edilebilir bir bağlanma direnci oluşturulduğu gözlemlenmiştir (Al Shamsi vd., 2006).

Maleik Asit:

Maleik asit, hem mine hem de dentin için bir pürüzlendirme malzemesi olarak kullanılmıştır. Ortofosforik aside yakın bir bağlanma direnci gösterse bile, yüzey değişikliği ve mekanik pürüzlendirme derinliği ortofosforik aside göre daha düşüktür. %10'luk sitrik asit, %2,5'lik oksalik asit ve %2,5'lik nitrik asit, bu asitlerin yanı sıra yüzey pürüzlendirme için kullanılır, ancak ortofosforik asit kadar etkili değildir (Gardner ve Hobson, 2001; Urabe vd., 1999).

2.2.2. Alümina ile Pürüzlendirme (Kumlama) Yöntemi

Hava abrazyonu, Robert Black tarafından 1940'lı yıllarda kullanılmaya başlanan kumlama ile birlikte 1951 yılında başarılı klinik uygulamalarına girdi. Bu sistem, Al_2O_3 partiküllerinin kinetik enerjisini kullanarak hava basıncı kullanarak minenin pürüzlenmesini sağladı. İlk yıllarda hastaların solunum yollarına kaçma riski nedeniyle tercih edilmeyen bu yöntem, daha sonraki dönemlerde yüksek vakumlu bir aspirasyon yapıldığında bu tür yan etkilerin olmaması ve işlem sonrası yıkama gerektirmemesi sebebiyle daha tercih edilebilir bir hale geldi (Hegde ve Khatavkar, 2010).

Kumlama, 50-110 μm büyüklüğündeki Al_2O_3 taneciklerini yaklaşık olarak 10 mm gibi bir mesafeden ve 2,5-4 bar basınç altında belirli bir süreyle (2-10 saniye) yüzeye atmak için kullanılan bir tekniktir (Patcas vd., 2015). Bir çalışmada, 50 μm büyüklüğündeki Al_2O_3 partiküllerinin 2-3 saniye süreyle uygulanması, %37'lik ortofosforik aside göre daha düşük bir bağlanma direnci gösterdiği belirlenmiştir (Alzainal vd., 2020).

Kumlamanın ortofosforik aside karşılaştırıldığı başka bir in vitro çalışma, kumlamanın ortofosforik asidin yaklaşık %50'si kadar bir bağlanma direnci oluşturduğunu göstermiştir (Saito vd., 2010). Chung ve ark. (2001) tarafından yapılan çalışmada, asitle pürüzlendirmede kumlamaya göre daha fazla bağlanma direnci ürettiğini keşfetti, ancak Al_2O_3 ile kumlama yapmanın klinik olarak kabul edilebilir bir bağlanma direnci sağladığını buldu (K. Chung vd., 2001).

2.2.3. Lazer ile Pürüzlendirme Yöntemi

"Laser" terimi, "radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi" anlamına gelir. Amerikalı bir diş hekimi olan Dr. Terry Myers, 1989 yılında diş hekimliği için ilk lazeri üretti ve pazarladı. Her ne kadar sert dokular için başlangıçta uygun olmasa da, üretiminden sonra hızla popülerlik kazandı (Maiman, 2002).

Mine yüzeyini pürüzlendirebilen lazerler CO_2 , Er:YAG, Nd:YAG ve Er, Cs:YSGG'dir. Nd:YAG ve CO_2 lazerleri ağız içinde en yaygın olarak kullanılır (Alzainal vd., 2020). Bu lazerler mineyi erittikten sonra yeniden kristalize eder. Bu işlem, porlarla dolu bir yüzey oluşturur. Keller ve Hibst, 1989 yılında 2.940 nm gücünde Er:YAG lazerini kullanarak bir deneysel çalışmada, bu lazerin kemik, dentin ve minede kesim yapabileceğini keşfettiler. Bu lazer kısa bir süre sonra ticari olarak kullanılmıştır (Parker, 2007).

Adından da anlaşılacağı gibi lazer, yapay ışık türüdür. Foton-madde etkileşimi sonucunda soğurulma, etki ile ısıma ve kendiliğinden ısıma olarak ortaya çıkar. Yüksek enerjili bir atomun foton yayarak enerjisini düşürmesi kendiliğinden ısıma olarak bilinir (Doğan vd., 2014).

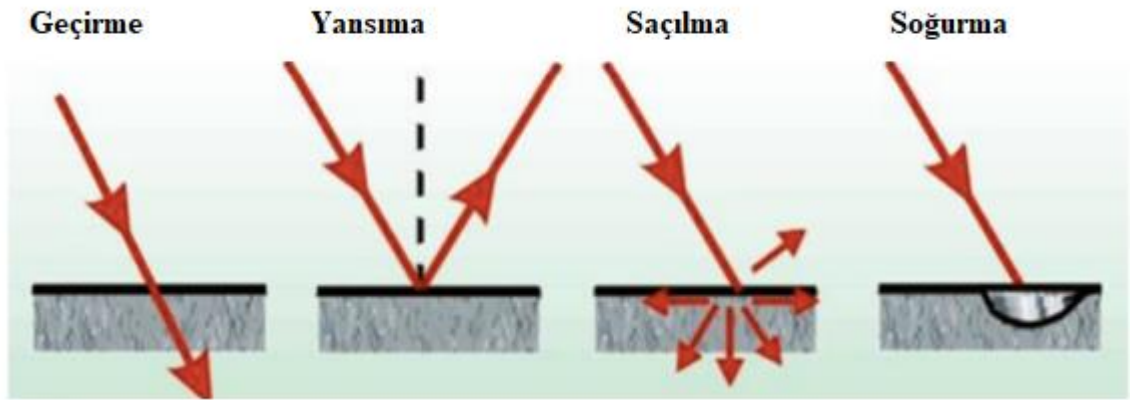
Literatürde yapılan çalışmalara göre en iyi bağlanma dayanımının ortofosforik asit ile lazerin birlikte kullanıldığı durumdan elde edildiğini göstermişlerdir (Sasaki vd., 2008).

Lazer ışınlarının doku üzerindeki etkisi dört farklı şekilde gerçekleşir (Şekil 16). Bunlar;

- **Transmisyon (Geçme):** Lazerin dokuya zarar vermeden girmesidir.
- **Yansıma:** Lazer ışığının doku yüzeyinden yansımalarıdır.
- **Saçılma:** Hedef dokudan çıkan lazer ışığının etraftaki dokulara yayılmasıdır.
- **Absorbsiyon (Soğurulma):** Lazer uygulanan doku tarafından emilir.

Şekil 16

Lazer-Doku Etkileşim Tipleri



Kaynak: Glinkowski, W. ve Pokora, L. (2001). Lasers in Therapy. Warsaw: Quintessence Publishing Co. Inc.

2.2.3.1. Ortodonti Alanında Lazer Kullanımı ve Sınıflandırılması

Ortodonti alanında lazerler çok çeşitli şekillerde kullanılabilir. Bu kullanım alanlarından bazıları şunlardır;

- Ortodontik ataşmanların daha düzgün yapıştırılabilmesi için yüzeylerin pürüzlendirilmesinde
- Ortodontik ataşmanların çıkarılmasında

- Mine dokusundaki mineralleşmenin azaltılmasında
- Ortodontik diş hareketlerini kolaylaştırılmasında
- Ortodontik kuvvetin neden olduğu ağrının hafifletilmesinde

Ortodontik alandaki literatür, çeşitli alanlarda lazerin etkisi üzerine araştırmalar yapmaktadır. Yapılan çalışmalara göre, ortodontik braketlerin çıkarılması için CO₂ lazerlerden yararlanılmıştır. Araştırmacılar, porselen yüzeyine CO₂, Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerini pürüzlendirmek için kullanabilirler. Bu, ortodontik ataşmanların bağlanma dayanımını artırır. Seramik braketlerin yapıştırılmasında lazer kullanımını inceleyen literatürde sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.

Ahrari ve ark. (Ahrari vd., 2013), Topçuoğlu ve ark. (Topcuoglu, Oksayan, Topcuoglu, vd., 2013) , Juntavee ve ark. (Juntavee vd., 2018), Kara ve arkadaşları (Kara vd., 2020) yaptıkları çalışmalarda örnek yüzeylerin tipik feldspatik porselen materyalinden yapıldığını belirtmişlerdir. Feldspatik porselen yüzeylerde seramik ortodontik braketlerin bağlanma dayanımı ile ilgili çok az çalışma bulunmaktadır. Ayrıca, günümüz diş hekimliğinde estetik ve dayanıklı monolitik zirkonyum porselen restorasyonlar üzerine lazer uygulamasının seramik braketlerin bağlanma dayanımını inceleyen çok az çalışma vardır.

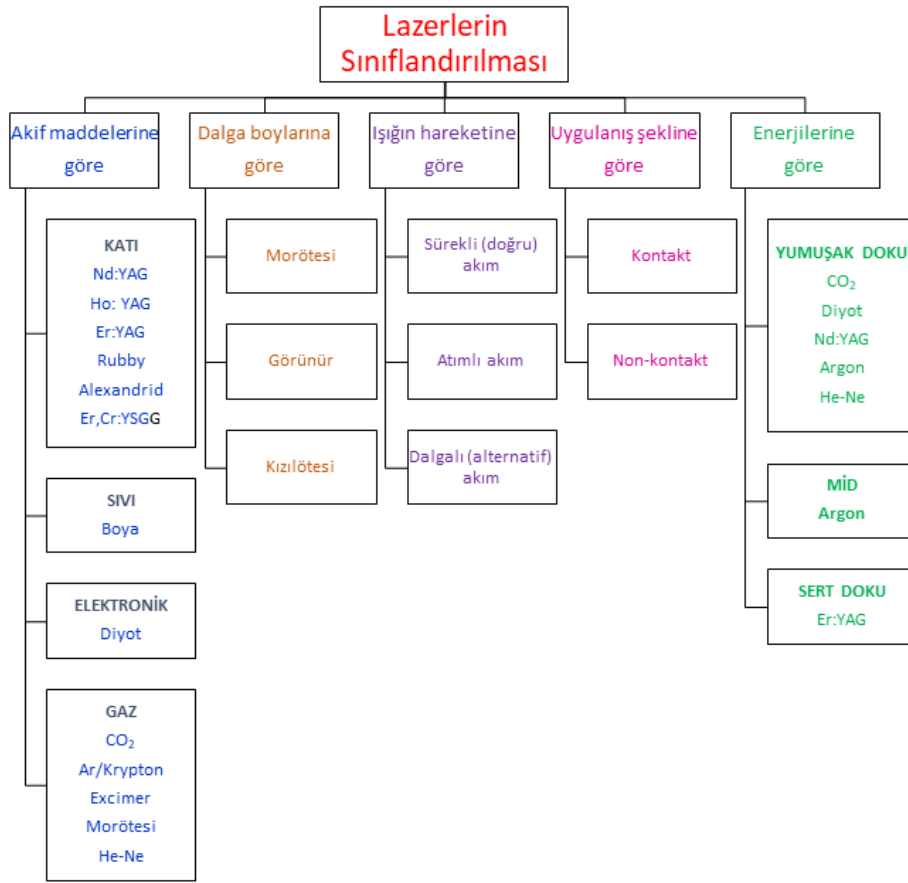
Lazer diş hekimliğinde ilk olarak yumuşak dokular üzerinde kullanılıyordu, ancak daha sonra sert dokular üzerinde de kullanılmaya başlandı (Işıker Kara, 2020). Lazer uygulamalarının bir avantajı, uygulandıkları dokuda sıcaklık artışı sağlayarak hemostaz ve sterilizasyonu desteklemeleridir. Bu, konvansiyonel yöntemlere göre daha iyidir.

Düşük doz lazer tedavisi (DDL), canlı dokulara zarar vermeden sterilizasyonu sağlar (Doğan vd., 2014). Ek olarak, ağrıyı azaltır, yara iyileşmesini hızlandırır ve diğer biyolojik döngülerin olumlu gelişimini destekler. DDL'nin dokular üstünde büyüme, gelişme ve tamir sürecini iyileştirdiği bilinmektedir (Işıker Kara, 2020).

Farklı değişkenler, lazerlerin sınıflandırılmasında kullanılır (Şekil 17) (Amer vd., 2012; A. Özcan ve Sevimay, 2016).

Şekil 17

Lazerlerin Sınıflandırılması



Kaynak: Tüten, S. (2004). Lazerlerin araştırılması ve uygulamaları. Yayınlanmamış yüksek lisans tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.

Karbondioksit (CO₂) Lazerler

CO₂, lazerin aktif ortamı olan gazdır. 10600 nm'lik bir dalga boyuna sahiptir ve elektromanyetik spektrumda görünmez ayrıca iyonize olmayan orta kızılötesi bölümünün sonunda bulunur. Su bu dalga boyunu emer. CO₂ lazer, yumuşak dokuyu kesip koagüle ederken, dokuya çok az derinlemesine girer. Cerrahlar için bu özellik bir dezavantaj gibi görünebilir, ancak dikkatli bir şekilde kullanıldığında, dokuya zarar vermeden istenen işlem kolayca gerçekleştirilir (Yiğit ve Gürsel, 2007).

Erbiyum lazer ailesine kıyasla CO₂ lazerin hidroksiapatit emilimi yaklaşık 1000 kat daha yüksektir. Sonuç olarak, cerrahi işlemin yapıldığı bölgeye yakın sert dişlerin lazer ışınlarından korunması çok önemlidir. Ancak lazerin sürekli CO₂ salınımı ve dağıtım sistemlerindeki

sorunlar, dişlerin sert dokularında çatlak ve karbonizasyonlara neden olabilir, bu da lazerin sert doku işlemlerinde kullanılmasını kısıtlar (Uysal ve Güler, 2012).

Erbium Lazerler

Erbium, Krom: YSGG lazerinin dalgaboyu 2780 nm'dir ve aktif olan ortamda katı halde bulunan itriyum skandiyum galyum garnet kristaline krom ve erbiyum eklenir (Kravitz and Kusnoto, 2008). Erbiyum:YAG lazerinin dalgaboyu 2940 nm'dir ve aktif olarak itriyum alüminyum garnet kristaline erbiyum eklenir. Her iki dalgaboyu da orta kızılötesi dalga boyunca elektromanyetik spektrumun iyonize olmayan ve görünmeyen kısmının başlangıcındadır (Academy Report, 2002; Yiğit ve Gürsel, 2007).

Bu lazerler ile diş kesimi, diş çürüklerinin temizlenmesi, pulpal dokuların ve dentinin çıkarılması, mine yüzeyinin pürüzlenmesi gibi işlemler kolayca gerçekleştirilebilir. Sert diş dokularının aşındırılması esnasında su soğutması önemlidir. Diş etine yakın bölgelerde bulunan çürük lezyonları çıkarmak ve yumuşak dokuya şekil vermek de mümkündür (Aoki vd., 2004; Dederich and Bushick, 2004; Yiğit ve Gürsel, 2007).

Nd:YAG (NDL) Lazerler

NDL lazerleri ilk olarak YAG kristali içerisinde üretilmiş ve neodimyum iyonlarının aktif ortamına eklenmesi sonucunda diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu kombinasyon, 1064 nm'lik dalga boyuna sahiptir. CO₂ ve Er:YaG lazere göre su emilimi daha düşüktür (Yiğit ve Gürsel, 2007). Gaz halindeki lazerlerden daha düşük kalitede ışın yaymasına rağmen, yarı iletken lazerlerden daha iyi ışınlar yaymaktadır. Kullanım kolaylığı, dayanıklılığı ve az biraz bakım gerektirmesinden dolayı NDL lazeri yumuşak doku cerrahisinde tercih edilen bir lazer türüdür (A. Özcan ve Sevimay, 2016).

Başlangıçta Nd:YAG lazerler patolojik olguların eksizyonunda kullanılmış olmasına rağmen, direkt olarak kontaklı iletim sistemi olan fiber optik kabloların geliştirilmesiyle hem kesme hem de sterilleme ve örtme işlemleri düşük güçlerde gerçekleştirilebilir hale geldi. Seramik yüzeylerde uygulandığında, yüzey değişiklikleri ve pürüzlülüğü meydana gelir (Schmage vd., 2003). Seramik yüzeyi ısıtırken erimeye neden olur ve bu da adezyonu güçlendirir (Li vd., 2000).

Diyod Lazerler

800-980 nm arasında bir dalga boyu vardır. Lazer, yarı iletkenlerdir. Işık enerjisini üretmek için galyum, alüminyum, indiyum ve arsenid gibi maddelerin bir kombinasyonu kullanılır (Academy Report, 2002). Hemoglobin ve diğer pigmentler yüksek miktarda absorbe edilir. Yumuşak doku cerrahisinde tercih edilir.

Bu lazerler, diş hekimliğinde yumuşak doku kesimi, aşırı dentin hassasiyeti yaşayan hastalar, kök kanal temizliği, periodontal tedaviler ve diş beyazlatma gibi uygulamalarda kullanılır. Düşük enerjili diyod lazer tedavisinde ise ödem ve enflamasyonun azaltılması, yaraların iyileşmesini hızlandırması ve ağrının hafifletilmesi amaçlanmaktadır (A. Özcan ve Sevimay, 2016).

Lazer pürüzlendirmesi, mine yüzeyindeki su moleküllerinin mikro yıkıcı etki ile birbirinden ayrılmasını sağlayan bir mekanizmaya dayanır. Roberts-Harry ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada mine yüzeyini pürüzlü hale getirebilmek için Nd:YAG lazerini kullanmıştır (Roberts-Harry, 1992). Daha sonraki yıllarda yapılan bir dizi araştırma, Nd:YAG lazerin mine pürüzlendirmesi için yetersiz olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, Er:YAG lazerin yerine kullanılması daha yaygın hale geldi (Çapan, 2005).

Er:YAG lazer uygulaması, uygun kullanım koşullarında ve dozlarda, hidroksiapatit ve su moleküllerinin lazer ışınlarını absorbe etmesiyle mine yüzeyinde düzensiz bir mine yüzeyi oluşturarak braketlerin yapıştırılması için bağlanma direnci sağlar (Hossain vd., 1999).

Luis ve ark. tarafından yapılan çalışmada, ortofosforik asit ve lazer pürüzlendirmesinin bağlanma dirençleri karşılaştırmıştır (Berk vd., 2008). Lazer tek başına bağlanma direnci için yetersiz olsa da, asit ile birlikte lazer kullanımı yeterince bağlanma direnci yarattı. Asitle pürüzlendirmede mine yüzeylerinde düzenli bir yapı oluşturduğu, lazerle pürüzlendirmenin ise düzensiz bir yapı oluşturduğu gözlemlenmiştir. Bu, TEM görüntüleri kullanılarak yapılan mine yüzeylerinin incelenmesine dayanmaktadır (Sasaki vd., 2008). Bununla birlikte, lazerle pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeye göre daha yüksek bağlanma direnci gösterdiğini gösteren araştırmalar da vardır (Klein vd., 2005).

Topçuoğlu ve ark. tarafından yapılan bir çalışmaya göre, su soğutması altında Er:YAG lazer ile mine pürüzlmesi, termal hasar vermeden daha iyi bir bağlanma dayanımı sağlamıştır (Topcuoglu, Oksayan, Ademci, vd., 2013). Tavarez ve ark. tarafından yapılan çalışmada, sıgır dişleri üzerinde Er:YAG lazer ve aşınma sistemlerinin bağlanma dayanımlarını

değerlendirdikleri çalışmada, Er:YAG lazer kullanan grup en düşük bağlanma direnci göstermiştir (de Jesus Tavares vd., 2017).

Tablo 4

Dalga Boyları, Absorbsiyon-Yansıma-Transmisyon Oranları Ve Diş Hekimliğinde Yaygın Olarak Kullanılan Lazer Çeşitleri

Lazer Tipi	Dalga Boyu(nm)	Absorbsiyon Oranı	Yansıma Oranı	Transmisyon Oranı
CO ₂ Lazer	10600	Minede %96 Dentinde %95 Çürükte %95 Yumuşak doku/kanda %98	Minede %2 Dentinde %2 Çürükte %2 Yumuşak doku/kanda %1	Minede %2 Dentinde %3 Çürükte %3 Yumuşak doku/kanda %1
Diyot Lazer	800-980	Minede %5 Dentinde %30 Çürükte %35 Yumuşak doku/kanda %60	Minede %15 Dentinde %20 Çürükte %3 Yumuşak doku/kanda %20	Minede %85 Dentinde %50 Çürükte %2 Yumuşak doku/kanda %20
Er: YAG Lazer	2940	Minede %95 Dentinde %96 Çürükte %98 Yumuşak doku/kanda %95	Minede %4 Dentinde %3 Çürükte %1 Yumuşak doku/kanda %3	Minede %1 Dentinde %2 Çürükte %2 Yumuşak doku/kanda %3
Nd: YAG Lazer	1064	Minede %5 Dentinde %30 Çürükte %35 Yumuşak doku/kanda %60	Minede %15 Dentinde %10 Çürükte %3 Yumuşak doku/kanda %20	Minede %85 Dentinde %50 Çürükte %2 Yumuşak doku/kanda %20

2.3. Mine Yüzeyine Braketlerin Yapıştırılması İşlemi

Direkt ve indirekt yapıştırma yöntemleri vardır. Bununla birlikte, direkt yapıştırma yöntemi, zaman verimliliği ve laboratuvar aşamasının olmaması nedeniyle çoğu ortodontist tarafından tercih edilmektedir (Nawrocka ve Lukomska-Szymanska, 2020). Bununla birlikte, indirekt bonding yöntemi, hassasiyeti ve zaman kazandıran faydaları nedeniyle popülerlik kazanmaktadır (Aggarwal ve Aggarwal, 2018). Sistematik bir incelemede, iki yöntem arasında braket yerleştirme doğruluğu, ağız hijyeni durumu veya yapıştırma başarısızlığı oranı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır, ancak indirekt yapıştırmanın daha az koltuk başı zaman gerektirebileceği belirtilmiştir (Aggarwal ve Aggarwal, 2018).

Braketler mine yüzeyine yapıştırılmadan önce mekanik ve organik artıklardan arındırılmalıdır. Bu amaçla, mikromotor ucuyla yüzeyi temizlemek için plastik veya kıl fırça ve polisaj patı kullanılmalıdır. Bu işlem sırasında diş etine çok dikkat edilmeli ve herhangi bir kanama durumunda braket yapıştırmanın kontrendike olabileceği, pozisyonlandırmanın zor olabileceği ve tutuculuğun azalabileceği düşünülmelidir. Yüzeyi temizledikten sonra hava su spreyi ile uygun şekilde kurulamak çok önemlidir (Burgess vd., 2006; Fitzgerald vd., 2012).

Yüzeyin temizliğinden sonra, braket yapıştırmadan önce mine yüzeyinin tükürük veya diş eti sıvısı tarafından kontaminasyonundan kaçınmak için nem seviyesini kontrol etmek gerekir. Bundan dolayı tükürük emiciler, dil tutucular, ekartörler ve pamuk rulolar gibi yardımcı aletler kullanılmaktadır. Kontaminasyonun, mine yüzeyine bağlandığında, adeziv başarısızlıklarının en önemli nedenlerinden biri olduğu görülmektedir (Topbaşı, 2017).

Asit, kumlama, lazer vb. mine yüzeyinde morfolojik değişiklikler oluşturur ve mine yüzeyi mekanik olarak pürüzlü hale getirilir. Primer bu yüzeyin üzerine ince bir tabaka halinde uygulandıktan sonra hava sıkılarak tabaka inceltirilir. Primer, mine yüzeyi ile yapıştırıcı ajan arasında kimyasal bir bağ oluşturur ve yüzeyi korur. Braketin mine yüzeyine yapıştırılması, seçilen yapıştırma ajanı ve yapıştırma talimatlarına uygun olarak tamamlanır (Patcas vd., 2015).

Mine pürüzlü hale geldikten sonra ortodontist braket tabanına adezivi sürer ve braket tutucuyla dişe yerleştirir. Daha sonra braketin konumu hem vertikal hem de horizontal olarak değiştirilir. Horizontal konum için ayna ve sond kullanılırken, vertikal konum için ölçüm aletleri kullanılır. Braket uygun şekilde yerleştirildikten sonra, taşan yapıştırıcılar el aletiyle çıkarılır (Keim vd., 2002). Braket tabanını tamamen kaplamak için fazla yapıştırıcının fazla kullanılması önerilir. Braketin etrafına yapışan yapıştırıcı da temizlenmelidir. Eğer temizleme yapılmazsa, diş eti hassasiyetine ve plak birikimine sebep olur. Ayrıca dekalsifiye alanlar oluşur. Taşan yapıştırıcı renklenir ve estetik bakımından kötü bir görüntü oluşur (Venarsdall, 2005). Adeziv sistemler farklı olsa da, braketin dişe yapıştırılması aynı şekilde yapılır (Cardoso vd., 2011).

2.3.1. Transfer

Braketin en kısa sürede uygun bir el aleti ile diş kronuna daha düzgün bir şekilde yerleştirilmesi ve braketin tabanına adeziv konulması gerekir (Kern, 2009).

2.3.2. Pozisyonlandırma

Ortodontik braketlerin diş yüzeyine uygun şekilde yerleştirilmesi ve istenen yerde tutulması anlamına gelir. Braketlerin doğru pozisyonlara yerleştirilmesi için bu adım çok önemlidir. Çünkü yanlış bir pozisyon, tedavi sırasında istenmeyen sonuçlara sebep olabilir. Bununla birlikte, braketlerin doğru pozisyona kaydırılabilmesi için ise sond kullanılır (Kern, 2009).

2.3.3. Uyumlandırma

Bu, ortodontik braketlerin ve diğer bağlantı parçalarının diş yüzeyine doğru bir şekilde yerleştirilmesini içerir. Braketlerin doğru pozisyonlandırılması ve hizalanması için çok önemlidir. Bu süreçte ortodontist çok dikkatli bir şekilde çalışmalıdır ve braketleri doğru yerde tutmalıdır. Doğru uyumlandırma, ortodontik tedavinin daha verimli olmasını ve yan etkilerini azaltmasını sağlayabilir (Kern, 2009).

2.3.4. Fazlalığın Alınması

Fazlalığın alınması, ortodontik braketlerin yapıştırılmasının ardından kullanılan yapıştırıcı veya bağlantı malzemesinin aşırı veya fazla olduğu yerleri temizleme sürecidir. Bu, braketin etrafındaki aşırı malzemenin çıkarılması ve diş yüzeyine uygun bir şekilde yerleştirilmesi için yapılır. Braket yerleştirilirken, taşan adezivler bir sond ile temizlenmelidir; ancak donmuş ise ince uçlu bir freze kullanılmalıdır. Bu taşan adezivler, diş fırçalama veya diğer mekanik kuvvetlerle uzaklaşmadan gingival dokuya zarar verebilir, bu da plak oluşumu, periodontal hasar ve dekalsifikasyona neden olabilir (Björn U Zachrisson, 2007).

2.4. Ortodontide Direkt Bonding

Mine yüzeyinin temizlenmesi, pürüzlendirilmesi ve restorasyonlara veya minelere braketlerin yapıştırılması, ortodontik tedavide direkt yapıştırma (direkt bonding) prosedürü için gerekli olan adımlardır. Zachrisson'un 1977 yılında yaptığı çalışmalarla yayınlanan makalesi, direkt yapıştırma üzerine yapılan ilk yayınlardan biridir (Björn U Zachrisson, 1977).

2.4.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi

Mine yüzeyi hazırlanmadan önce minenin organik artık ve debristen temizlenmelidir. Herhangi bir ortodontik ataşman dişlerin üzerine yapıştırılmadan önce dişlerin üzerindeki plakların temizlenmesi gerekmektedir. Dişlerin yüzeyinde biriken artıkların çıkarılması için cilalama patı yardımıyla plastik veya kıl fırça kullanılmalıdır. Bu işlem, ortodontik uygulamaların başarısı ve tutuculuğu için çok önemlidir. Hava-su spreyi etkili bir şekilde kullanıldığı zaman, dişler üzerinde kalan cila patlarını ve artıkları ortadan kaldırılır (Bishara vd., 2006; Burgess vd., 2006; Fitzgerald vd., 2012). Miura ve ark., braket yapıştırılmadan önce mine yüzeyinin

temizlenmesinin bağlanma dayanımını artırdığına inanmaktadır (Miura vd., 1973). Bu konuda yapılan çalışmalara göre; Bishara ve arkadaşları 2000 yılında florsuz cila patıyla dişleri 10 saniye boyunca, Rix ve arkadaşları ise 2001 yılında 15 saniye boyunca, Webster 5 saniye boyunca temizlemiştir (Oonsombat vd., 2003; Rix vd., 2001; Smales vd., 1991). Bu prosedürler diş etine zarar verilmemesi için çok önemlidir. Mine yüzeyi hazırlanırken, nem kontrolü ve izolasyon çok önemlidir. Dudak ve yanak ekartörleri, tükürüğün ve nemin yüzeylere temas etmesini önlemek için pamuk rulolarla kullanılabilir.

2.4.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlenmesi

Mine yüzeyinin pürüzlenmesi, minenin yüzey alanını genişleterek yüzey enerjisini artırır. Bu işlem, hidrofobik mine yüzeyini hidrofilik mine yüzeyine dönüştürerek minenin adezyon özelliklerini artırır. Bununla birlikte, asitle pürüzlendirme aşamasında izolasyon sorunları ve teknik hassasiyet sorunları ortaya çıkabilir. Sonuç olarak, şu anda lazer ve hava abrazyonu gibi alternatif tekniklerin kullanılması yaygın hale gelmiştir (Büyükyılmaz vd., 1995).

2.4.3. Mine Yüzeyinin Örtülmesi

Minenin aşındırılmasından sonra yüzey yıkanıp kurur ve ağarmış, mat bir görünüm oluşur. İnce bir primer katmanı uygulandıktan sonra hava ile katman seyrekleştirilir. Mine primerle kaplanması, demineralizasyonu önlemek, bağlanma dayanımını artırmak ve sızıntıyı azaltmak için gereklidir (Venarsdall, 2005). Bununla birlikte, ortodonti alanında primer kullanımının bağlanma dayanımına etkisi olup olmadığını gösteren çalışmalar vardır. Bundan dolayı, primer kullanımının kesin olarak gerekli olup olmadığı kesin değildir. İki tür primer vardır: kimyasal ile polimerize olanlar ve ışıkla olarak polimerize olanlar. Işıklı polimerize edilen primerler, braket çevresinde oluşabilecek lezyonları engellemede daha iyi performans göstermiştir. Ek olarak, ışıkla polimerize edilen primerler daha az polimerizasyon sorunu göstermektedir (Jurišić vd., 2015).

BÖLÜM 3: MATERYAL VE YÖNTEM

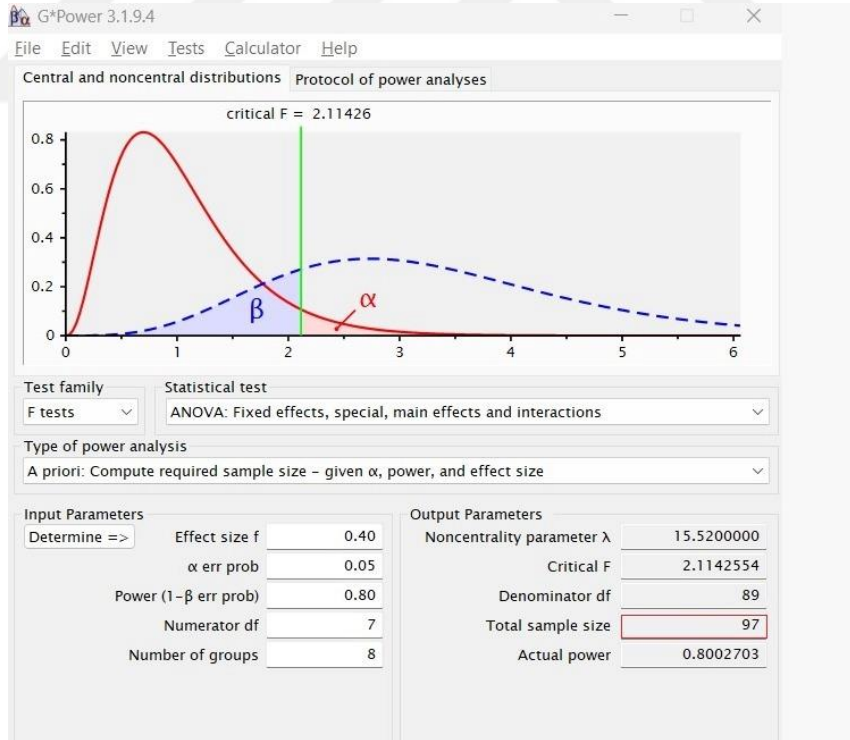
3.1. Dişlerin Seçimi

G*power Versiyon 3.1.9.4 programı tarafından hesaplanan güç analizinin sonucunda elde edilen verilerden yola çıkarak çalışmanın planlamasında kullanılacak örneklem sayısı belirlenmiştir. Bu çalışmada, %95 güven düzeyi ($1-\alpha$), %80 test gücü ($1-\alpha$) ve $d = 0,777$ etki büyüklüğü dikkate alındığında, 8 grup ve her gruptan 15 örneklem alınması gerektiği tespit edilmiştir. Bu durumda toplam örneklem sayısı 120 olarak alınmıştır.

Çalışmada kullanılacak olan bu 120 adet küçük azı dişi belirli kriterlere göre seçilmiştir. Dişlerin ortodontik veya periodontal sorunlar nedeniyle çekilmiş olması, herhangi bir çürük, dolgu veya kırık olmaması ve daha düzgün bir bukkal yüzeye sahip olması bu kriterlerden bazılarıdır. Çalışmanın güvenilirliğini artırmak ve bulguların daha iyi analiz edilebilmesini sağlamak için bu kriterler belirlenmiştir.

Şekil 18

G*Power İstatistik Analizi (Murat Yıldırım)



3.2. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Saklanma Koşulları

Dişler, içerisinde % 0,1'lik timol solüsyonu bulunan özel cam şişelerde oda sıcaklığında muhafaza edilmiştir (Şekil 19). Timol solüsyonunun antimikrobiyal özelliklere sahip olması nedeniyle bakterilerin gelişmesini engelleyerek dişlerin korunması sağlanmıştır. Bu cam şişelerde saklanan dişler için solüsyonlar her ay yenilenmiş, böylece etkili bir koruma sağlanmıştır. Dişler bu yöntemde sağlıklı bir şekilde saklanmış ve enfeksiyon riskleri azaltılmıştır.

Şekil 19

% 0,1'lik Timol Solüsyonu İçerisinde Bekletilmiş Dişler



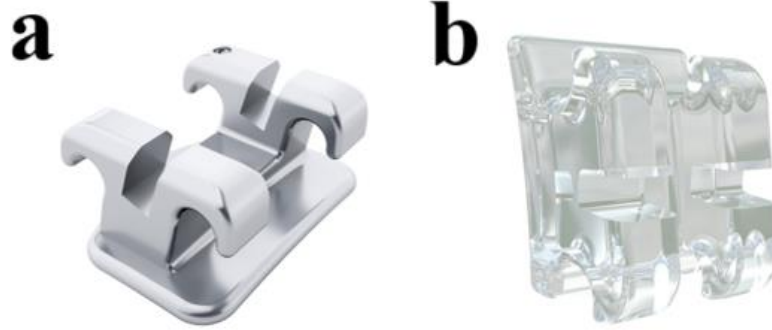
3.3. Çalışma Grupları

Çalışmada iki farklı braket (metal ve seramik), iki farklı yapıştırıcı ve farklı kütleme süreleri kullanılarak yapıştırma işlemleri gerçekleştirilmiştir ve gruplara ayrılmıştır. Bu gruplar Tablo 5'te sunulmuştur.

Çalışmamızda, Orto Sistem firmasına ait, paslanmaz çelik Roth Sistem Mini Master (Orto Sistem, American Orthodontics, USA) üst küçük azı braketleri ve 3M Unitek firmasına ait, seramik, Clarity Advanced (3M Unitek, USA) üst küçük azı braketleri kullanıldı.

Şekil 20

a) Roth Sistem Mini Master (Orto Sistem, American Orthodontics, USA) Paslanmaz Çelik Braketler b) Clarity Advanced (3M Unitek, USA) Seramik Braketler



Tablo 5

Çalışma Grupları

Grup No	Braket Türü	Yapıştırıcı	Kürleştirme Süresi (s)
1	Metal Braket (Mini Master)	Transbond XT	6
2	Metal Braket (Mini Master)	Transbond XT	20
3	Metal Braket (Mini Master)	Ivoclar Vivadent	6
4	Metal Braket (Mini Master)	Ivoclar Vivadent	20
5	Seramik Braket (Clarity Advanced)	Transbond XT	3
6	Seramik Braket (Clarity Advanced)	Transbond XT	20
7	Seramik Braket (Clarity Advanced)	Ivoclar Vivadent	3
8	Seramik Braket (Clarity Advanced)	Ivoclar Vivadent	20

3.4. Dişlerin Hazırlanması

Çalışmada yer almakta olan 120 adet diş örneği % 0,1 timol solüsyonunda bekletilmiştir. Dişler bu solüsyondan çıkarıldıktan sonra su ile yıkanmış daha sonrada temizlenmiştir. Bu temizleme sürecinde, düşük devirde çalışan bir mikromotor kullanılarak dişlerin bukkal yüzeyleri polisaj patı ile hafifçe temizlenmiştir. Ardından, hava-su spreyi ile yıkandıktan sonra kurutulmuştur.

Dişler, Şekil 21'deki gibi bukkal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde özel akrilik bloklara yerleştirilmiş ve daha sonra braketlenip test cihazına taşınmıştır. Bu aşamada, diş materyalinin

farklı dış faktörlere maruz kaldığında nasıl tepki verdiğini anlamak ve dayanıklılığı üzerindeki etkilerini değerlendirmek için önemlidir. Akrilik bloklara gömme işlemi, test sürecini standartlaştırarak dişlerin belirli bir şekilde tutulmasını sağlamıştır.

Şekil 21

Akrilik Bloklara Yerleştirilen Çalışma Grupları



Daha sonra dişlerin bukkal yüzeylerinden Bezmi Alem Üniversitesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Mahr Marsurf M 300 C cihazı ile pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır. Bu işlem braketlerin sökümü gerçekleştirildikten sonra tekrarlanmıştır.

1., 2., 5. ve 6. grupta bulunan dişlerin bukkal yüzeyine ince bir tabaka halinde Transbond XT Light cure Adhesive Primer (3M Unitek, USA) kompozit yapıştırıcı fırça yardımıyla uygulanmıştır (Şekil 22). 1. ve 2. gruptaki braketler metal, 5. ve 6. gruptaki braketler ise seramik olup, bu braketlere aynı ışık kaynağı ve farklı kürleme süreleri uygulanmıştır.

3., 4., 7. ve 8. grupta ise bulunan dişlerin bukkal yüzeyine ince bir tabaka halinde Tetric N-Bond Universal ViVaPen (Ivoclar Vivadent) kompozit yapıştırıcı uygulanmıştır (Şekil 23). 3. ve 4. gruptaki braketler metal, 7. ve 8. gruptaki braketler ise seramik olup, bu braketlere aynı ışık kaynağı ve farklı kürleme süreleri uygulanmıştır.

Şekil 22
Transbond XT Yapıştırıcı



Şekil 23
Ivoclar Vivadent Yapıştırıcı



Şekil 24
Akriliğe Gömülmüş Diş Örnekler

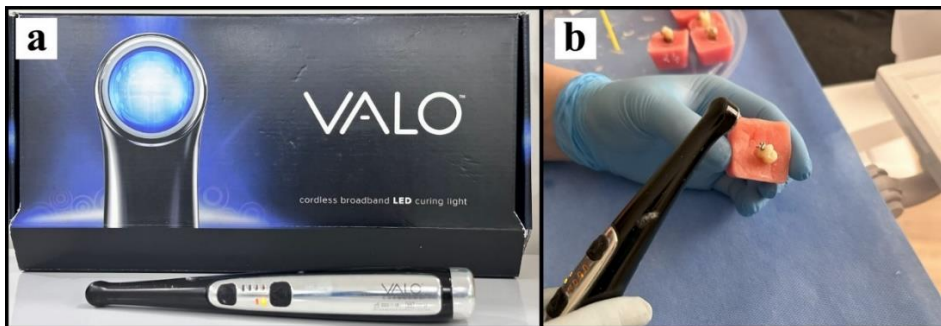


3.5. Polimerizasyon İşlemi

Hazırlanan braketler uygun pozisyonda dişin bukkal yüzeyine yerleştirilmiştir. Polimerizasyon sürecinde ise Şekil 25 (a)'da sunulan Valo Ortho Cordless LED ışık cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz, Şekil 25 (b)'de dişe dik ve yakın bir konumda tutularak polimerizasyon işlemini gerçekleştirilmesine yardımcı olmuştur. İki farklı modda polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. İlk olarak, standart bir güçte (1000 mW/cm^2) bir LED ışık cihazı polimerizasyonu 20 saniye boyunca sürmüştür. Bu süre zarfında, standart güçteki ışık braketlerin dişe doğru yapışması sağlanmıştır. Ardından, güçlendirilmiş güçte (3200 mW/cm^2) LED ışık cihazı ile 3 saniye boyunca polimerizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Yüksek güçteki ışık bu kısa süre içinde daha hızlı ve güçlü bir polimerizasyon sağlayarak braketlerin dişe sıkı bir şekilde bağlanmasını sağlamıştır.

Şekil 25

a) Valo Ortho Cordless Işık Cihazı b) Işık Cihazı ile Polimerizasyon İşlemi



3.6. Yaşlandırma İşlemi

Örnekler, Şekil 26’de sunulan Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan termal siklus cihazı (SALUBRIS-technica, SALUBRIS GROUP, Massachusetts, USA) ile termal döngüye sokularak yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Bu işlem, diş materyalinin dayanıklılığını ve uzun vadeli performansını değerlendirmek için yapılmaktadır. Termal Siklus Cihazı, kontrollü sıcaklık ve nem değişiklikleriyle diş materyalinin yaşlanma sürecini modellemek için geliştirilmiştir.

Termostatlar sayesinde sıcaklık dereceleri sabitleştirilmiş iki ayrı su haznesi bulunan ve örnekleri bu sulara belli bir süre batırıp çıkaracak bir düzeneğe sahip olan termal siklus cihazı kullanılmıştır. Hazırlanan örnekler 5 °C ile 55 °C sıcaklıktaki su banyolarına sırasıyla 10.000 kez batırılarak termal stres oluşması sağlanmıştır. Her bir banyoda bekleme süresi 20 s, banyolar arası transfer süresi 10 s olacak şekilde ayarlanmıştır.

Şekil 26

Salubris Termal Siklus Cihazı



Test cihazı içerisinde bulunan dişlerin yaşlanma sonrası özellikleri, çeşitli değerlendirme ve analiz teknikleri kullanılarak incelenmiştir. Bu kapsamlı test prosedürü, polimerize edilen diş materyallerinin uzun vadeli performansını ve klinik uygulama sonrası dayanıklılığını değerlendirmek için tasarlanmıştır.

3.7. Makaslama Testleri

Kesici uç, braketin dişe bağlanma noktasına Şekil 27’da gösterildiği gibi dik olarak yerleştirilmiş olup bu konfigürasyon numuneler, özel olarak tasarlanmış olan Shimadzu AGS-

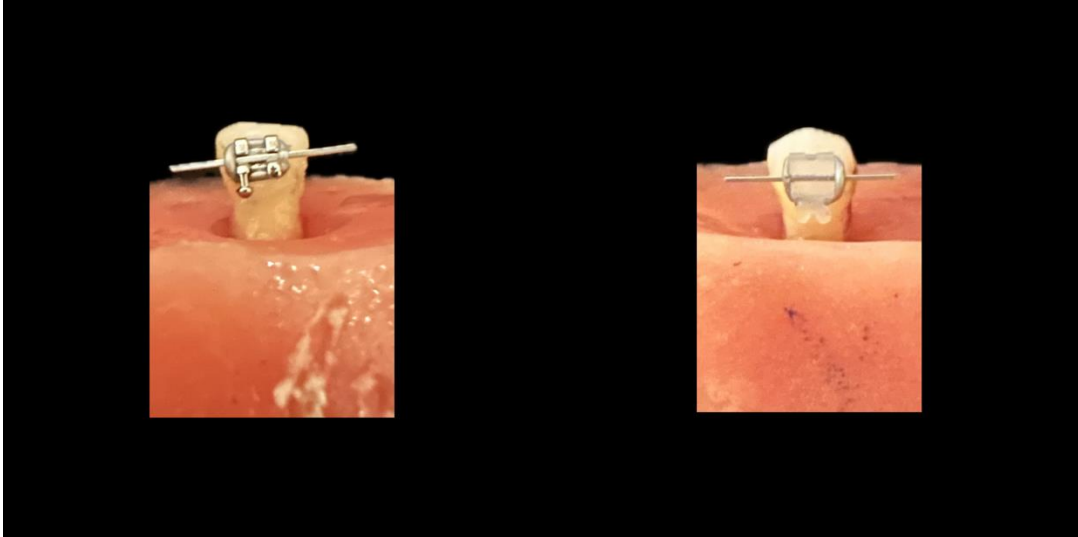
X Universal test cihazında braketin dişe bağlanma gücünü ve dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla Şekil 28’de gösterildiği gibi makaslama testine tabi tutulmuştur.

Makaslama testleri sırasında, test cihazı üzerindeki bilgisayar ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği dikkatle izlenmiş ve bu verilerin doğru bir şekilde kaydedilmesi sağlanmıştır. Test sonunda braketin kopmasından dolayı otomatik olarak cihaz testi durdurmuştur. Newton cinsinden elde edilen sonuçlar cihazda bulunan yazılım kullanılarak braket taban alanına bölünerek MPa cinsinden kuvvet kaydedilmiştir. (1 MPa = 1000 000 Newton/m² = Newton / mm²). Bu sayede braketle dişe uygulanmış olan kuvvet ve bu kuvvet karşısında gösterilen dayanıklılık hesaplanabilmiştir. Aynı zamanda bu test cihazında elde edilmiş olan bu veriler bilgisayar ortamında kayıt altına alınmış ve alınan bu kayıtlar, detaylı bir analiz yapmak için kullanılmıştır. Bu testler braketlerin pratik kullanım koşullarında ne kadar dayanıklı olabileceğini belirlemek için kullanılan önemli bir adım olup, testler sonucunda ortodontide braket seçimi ve kullanımı ile ilgili önemli bilgiler elde edilmiştir.

Makaslama testi sırasında braket kanatlarında esneme olasılığını en aza indirmek amacıyla, yapıştırılan metal ve seramik braketlerin tamamına 0.017"x0.025"’lik paslanmaz çelik ark telleri lastik ligatürler aracılığı ile ligatüre edilmiştir.

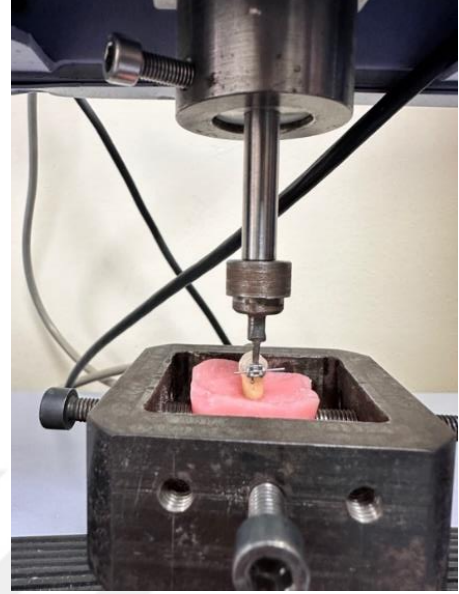
Şekil 27

17*25 SS Tel ile Ligatürlenmiş Dişler



Şekil 28

Shimadzu AGS-X Universal Test Cihazı

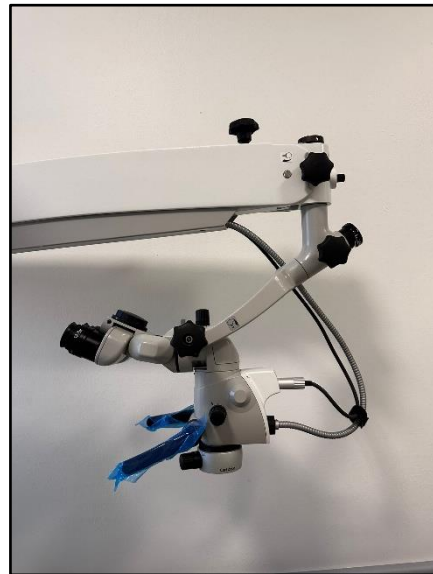


3.8. Yüzey Morfolojisi

Braketler koptuktan sonra, bu oluşan durumu daha detaylı bir şekilde incelemek yani dişlerin bukkal yüzeylerini incelemek için stereo mikroskop (ZEISS OPMI pico) kullanılmıştır (Şekil 29). Stereo mikroskopa bağlı kamera ile dişlerin bukkal yüzeyinin X20 büyütme ile dijital fotoğraf kayıtları alınmıştır.

Şekil 29

ZEISS OPMI Pico Stereo Mikroskobu

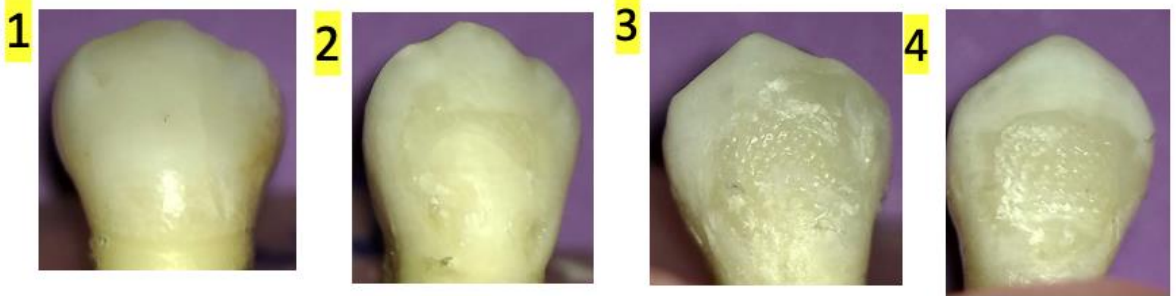


Dişlerin yüzeyindeki olası hasarları ve değişiklikleri belirleyebilmek için stereo mikroskoplar ile alınan görüntüler kullanılmıştır. Bu inceleme sonrasında braket malzemesinin dişin yüzeyine olan etkisi, oluşan deformasyon, çatlaklar veya aşınmalar gibi faktörleri belirlenmesi sağlanmıştır. Bu mikroskobik incelemeler ve dijital kayıtlar, ortodontik uygulamalarda daha dayanıklı braketlerin geliştirilmesi için önemli veriler sağlamakta olup kapsamlı analizlerin temelini oluşturmaktadır.

Dişlerin üzerinde kalan artık adeziv için Artık Adeziv İndeksi (Adhesive Remnant Index=ARI) skoru kullanılarak sınıflama yapılmıştır (Şekil 30). Buna göre sınıflandırma şu şekildedir (Årtun ve Bergland, 1984);

- Diş üzerinde hiçbir restoratif malzeme yoktur.
- Diş yüzeyinde toplam yapıştırıcı miktarının yarısından daha az yapıştırıcı vardır.
- Dişin yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarı toplam yapıştırıcı miktarının yarısından fazladır.
- Diş yüzeyinde tüm yapıştırıcı kalmıştır.

Şekil 30
ARI Skoru



3.9. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Yüzeylerin İncelenmesi için Numunelerin Hazırlanması

Hazırlanan çalışma gruplarından örnekler alınıp Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM) incelemesi için akrilik blok içindeki dişler bloklardan çıkarılmıştır. Daha sonra altın kaplanmak üzere Quorum SC7620 Sputter Coater, Quorum Technologies Ltd., East Sussex, UK kaplama cihazın alınarak altın kaplama işlemi gerçekleştirilmiştir.

3.10. Numunelerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi

Altın kaplama işlemi gerçekleştirildikten sonra numuneler SEM cihazına yerleştirilmek üzere tabla üzerine de görüldüğü gibi sabitlenmiştir. SEM cihazına yerleştirilen numunelerde kalmış olan yapıştırıcının yüzeyinden görüntüler alınmıştır (Şekil 31). Numunelerin SEM ile incelenmesi Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM’da gerçekleştirilmiştir. Bu numunelerin incelenmesi sırasında Quanta FEG 250 taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır. Numune yüzeylerinden X60 ve X100 büyütmede fotoğraflar alınarak incelemeler yapılmıştır.

Şekil 31

SEM Tablasına Sabitlenen Numuneler



3.11. Sertlik Ölçümleri

Vickers cinsinden mikro sertlikleri ölçmek ve malzemelerin sertlik derinliğini hesaplamak için çalışmada kullanılan mikrosertlik cihazı Şekil 32’de verilmiştir. Cihazın üzerindeki dokunmatik panel ile, test yükü, süresi ve diğer parametreler ayarlanabilmektedir. Köşegen uzunlukları, sertlik, ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler aygıtın sonuç ekranında gösterilmektedir. Bu cihaz, 2 kilograma kadar yükleme kapasitesine sahiptir ve yükleme süresi 5 s ile 16 dk arasında değişmektedir.

Vickers mikro sertlik testi için hazırlanan disklerin içine yerleştirilen rezinlerin her iki tarafı, cam lameller kullanılarak özenle kapatılmıştır. Cam lameller, test sırasında disk içindeki rezinin dış etkene maruz kalmasını önlemek için tasarlanmıştır. Test sırasında uygulanan kuvvetin eşit bir şekilde dağıtılmasına yardımcı olan cam lameller, test sonuçlarının daha güvenli hale gelmesine yardımcı olmaktadır.

Şekil 32

Shimadzu HMV-2 Mikro Sertlik Test Cihazı



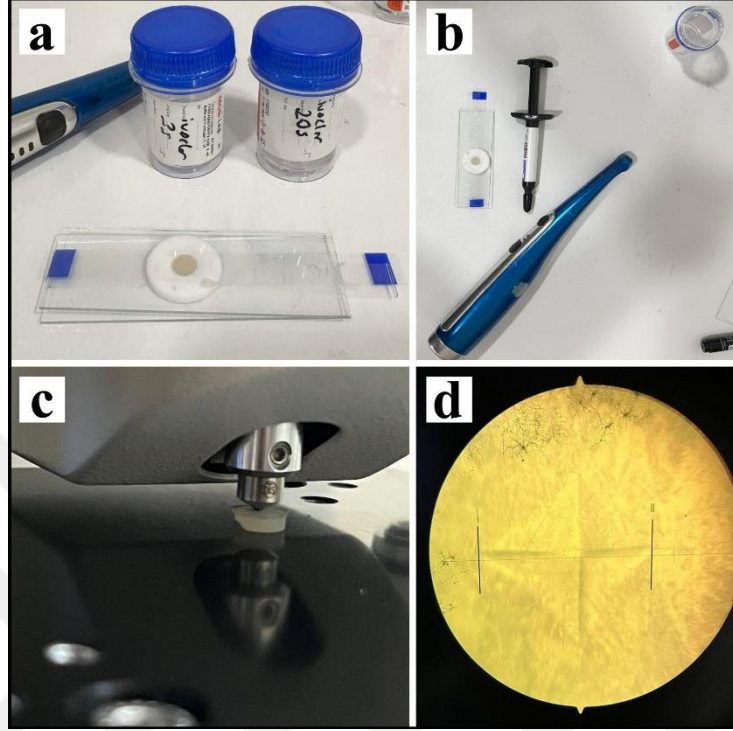
Yapıştırıcı rezinler, firma talimatlarından yola çıkarak verilen süre ve güçte polimerize edilmiştir. Firma tarafından verilen talimatlar;

- Valo Ortho Cordless Işık Cihazı ile Standart güçte (1000 mW/cm^2) 20 saniye,
- Valo Ortho Cordless Işık Cihazı ile Ekstra güçlendirilmiş modda (3200 mW/cm^2) 3 saniye süre ile polimerize edilmiştir.

Bu aşama, rezinlerin test sırasında istikrarlı bir performans sergilemesi ve moleküler yapısının güçlendirilmesi için çok önemlidir. Diskler, belirli şartlarda polimerizasyonu kontrol edip, uygun bir şekilde tamamlandıktan sonra Vickers mikrosertlik testine hazır hale getirilmiştir.

Şekil 33

a, b) Vickers Mikro Sertlik İçin Alınan Numune Örnekleri c) Vickers Mikro Sertlik Ölçümü Uygulaması d) Sertlik Ölçümlerinde Alınan Sistem Görüntüsü



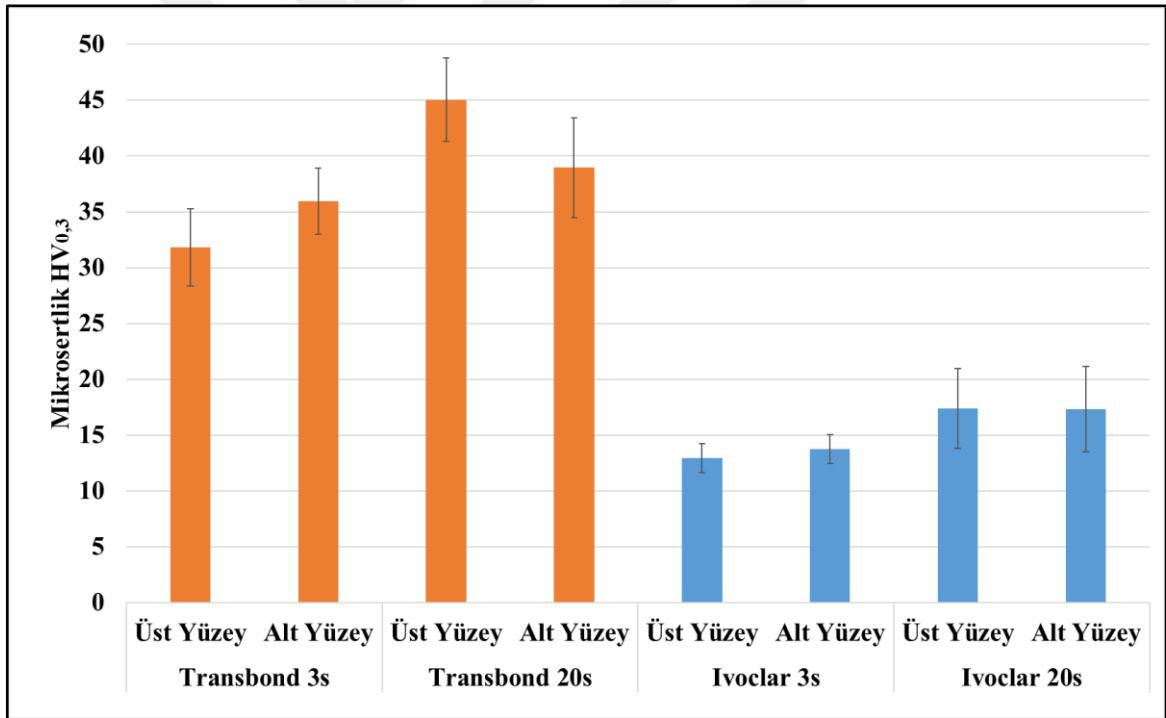
BÖLÜM 4: ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1. Sertlik Ölçüm Testi Bulguları

Çalışmada, Transbond ve Ivoclar gibi iki farklı yapıştırıcı grubu kullanılarak; 3 saniye ve 20 saniye olmak üzere iki farklı süre boyunca ışık uygulanan numunelerin sertlik testleri yapılmıştır. Üst yüzey ve alt yüzey olmak üzere farklı yüzeylere sertlik ölçüm testleri gerçekleştirilmiş olup gruplara ait test sonuçları grafiği Şekil 34’te verilmiştir. Ölçümler sonucu en yüksek sertlik değeri Transbond 20 s’de 45,04 HV_{0,3} olarak en düşük sertlik değeri ise Ivoclar 3s’de 12,96 HV_{0,3} olarak tespit edilmiştir. Grafik incelendiğinde Transbond ile yapıştırılan numunelerin Ivoclar ile yapıştırılan numunelere kıyasla daha yüksek bir sertliğe sahip olduğu gözlemlenmiştir.

Şekil 34

Numunelere Ait Ortalama Sertlik Değerleri Grafiği



Sertlik testi sonrası elde edilen veriler SPSS programı kullanılarak ANOVA analizine tabi tutulmuş ve bulguların anlamlılık değerleri bu analiz ile tespit edilmiştir. ANOVA analizlerinde yapıştırıcı türü ile sertlik, süre ile sertlik ve yüzey ile sertlik arasındaki anlamlılık değerleri karşılaştırılmış olup anlamlılık için $p < 0,001$ değeri baz alınmıştır. Bu değere göre yapıştırıcı türü ve sertlik arasındaki ilişkiyi gösteren veriler Tablo 6’da grafik ise Şekil 35’de verilmiştir.

Tablo 6
Yapıştırıcı Türü İle Sertlik Arasındaki İlişki

Yüzey	Süre	Yapıştırıcı_Türü	Ortalama	Std. Sapma	p
Üst Yüzey	3 s	Transbond	31,8390	6,88234	<0,001*
		Ivoclar	12,9550	2,55916	<0,001*
	20 s	Transbond	45,0380	7,48905	<0,001*
		Ivoclar	17,3860	7,18538	<0,001*
Alt Yüzey	3 s	Transbond	35,9570	5,88910	<0,001*
		Ivoclar	13,7500	2,54608	<0,001*
	20 s	Transbond	38,9590	8,98112	<0,001*
		Ivoclar	17,3640	7,65285	<0,001*
Oneway ANOVA test		*p < 0,001			

Tablo verilerine göre, yapıştırıcı türü ile sertlik arasındaki ilişki açıklanacak olursa;

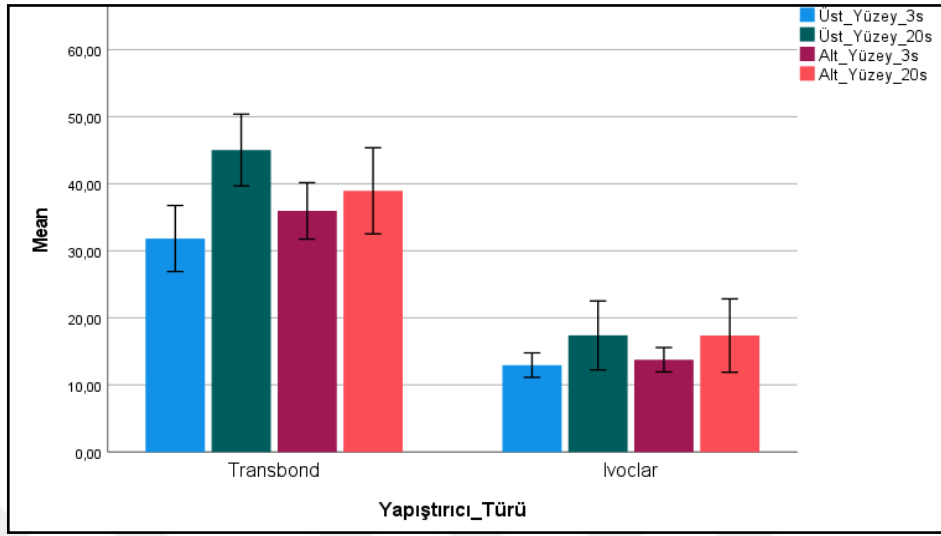
3 saniye ışık uygulanan Transbond yapıştırıcı, 3 saniye ışık uygulanan Ivoclar yapıştırıcıdan üst yüzeyinde ve alt yüzeyinde anlamlı derecede daha yüksek bir sertlik göstermektedir (p<0,001).

20 saniye ışık uygulanan Transbond yapıştırıcı, 20 saniye ışık uygulanan Ivoclar yapıştırıcıdan üst yüzeyinde ve alt yüzeyinde anlamlı derecede daha yüksek bir sertlik göstermektedir (p<0,001).

Transbond ve Ivoclar yapıştırıcılarının aynı koşullar altında uygulandığında sertliklerinin istatistiksel olarak Transbond'un Ivoclar'a göre daha sert olduğu belirlenmiştir.

Şekil 35

Yapıştırıcı Türü ile Sertlik Arasındaki İlişki



Süre ile sertlik arasındaki ilişkiyi gösteren veriler Tablo 7’de grafik ise Şekil 36’de sunulmuştur.

Tablo 7

Süre ile Sertlik Arasındaki İlişki

Yapıştırıcı Türü	Yüzey	Süre	Ortalama	Std. Sapma	p
Transbond	Üst Yüzey	3 s	31,8390	6,88234	0,001*
		20 s	45,0380	7,48905	0,001*
	Alt Yüzey	3 s	35,9570	5,88910	0,388
		20 s	38,9590	8,98112	0,390
Ivoclar	Üst Yüzey	3 s	12,9550	2,55916	0,083
		20 s	17,3860	7,18538	0,093
	Alt Yüzey	3 s	13,7500	2,54608	0,174
		20 s	17,3640	7,65285	0,184
Oneway ANOVA test	*p<0,001				

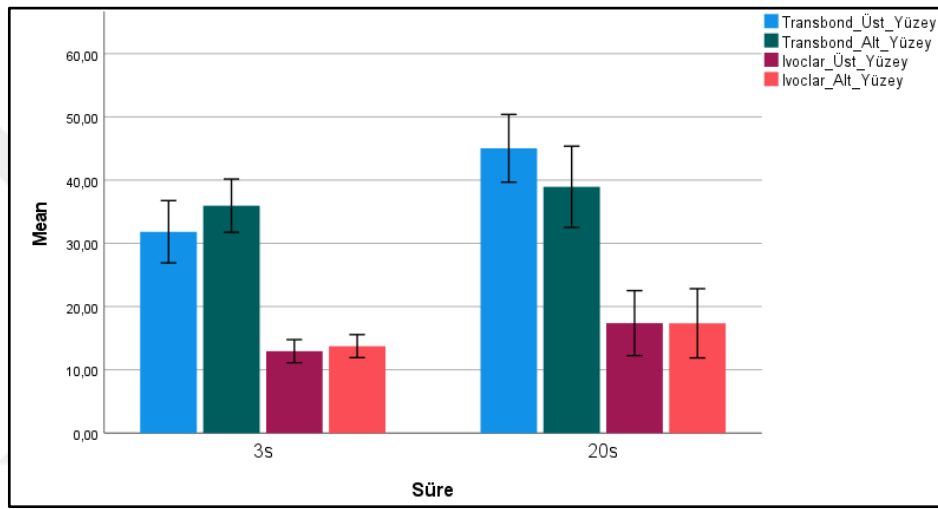
Tablo verilerine göre, süre ile sertlik arasındaki ilişki açıklanacak olursa; Transbond yapıştırıcısı kullanılan numunelerin üst yüzeyinde 3 saniye ve 20 saniye ışık uygulanan yapıştırıcılar için elde edilen p değerleri < 0,001'dir, yani farklı uygulama süreleri arasında anlamlı bir fark vardır. Elde edilen bu sonuç ile Transbond yapıştırıcısının üst yüzeyinde 3 saniyeden 20 saniyeye çıkıldığında sertliğin anlamlı bir şekilde arttığı tespit edilmiştir.

Transbond yapıştırıcısı kullanılan numunelerin her iki uygulama süresi için de alt yüzeyinde elde edilen p değerleri 0,388 ve 0,390'dır, yani farklı uygulama süreleri arasında anlamlı bir farkın olmadığı gözlemlenmiştir.

Ivoclar yapıştırıcısı ile hazırlanan numunelerin her iki yüzeyi için de her iki uygulama süresi için elde edilen p değerleri 0,083 ile 0,184 olarak elde edilmiştir. Bu değerler, farklı uygulama süreleri arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir.

Şekil 36

Süre ile Sertlik Arasındaki İlişki



Yüzeyler ile sertlik arasındaki ilişki Tablo 8’de grafik ise Şekil 37’de sunulmuştur.

Tablo 8

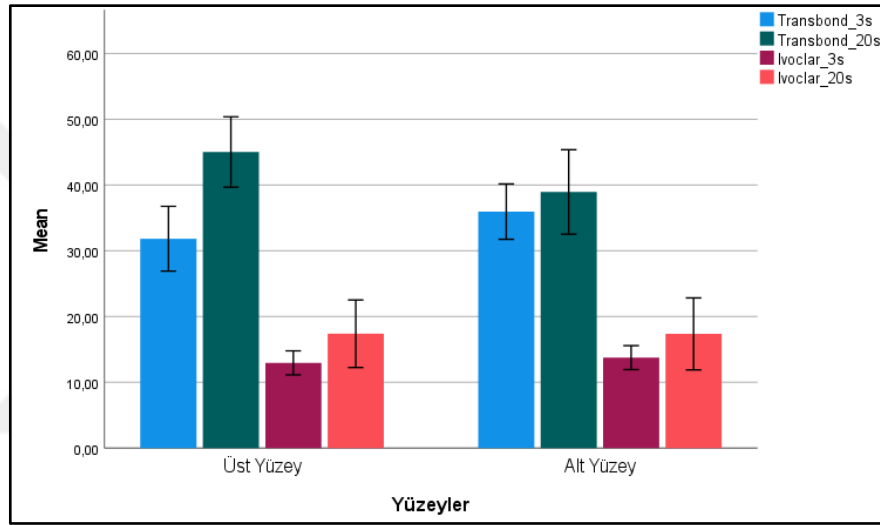
Yüzeyler ile Sertlik Arasındaki İlişki

Yapıştırıcı Türü	Süre	Yüzey	Ortalama	Std. Sapma	p
Transbond	3 s	Üst Yüzey	31,8390	6,88234	0,168
		Alt Yüzey	35,9570	5,88910	0,168
	20 s	Üst Yüzey	45,0380	7,48905	0,118
		Alt Yüzey	38,9590	8,98112	0,118
Ivoclar	3 s	Üst Yüzey	12,9550	2,55916	0,495
		Alt Yüzey	13,7500	2,54608	0,495
	20 s	Üst Yüzey	17,3860	7,18538	0,995
		Alt Yüzey	17,3640	7,65285	0,995
Oneway ANOVA test	*p<0,001				

Elde edilen verilere göre, Tablo verilerine göre, yüzeyler ile sertlik arasındaki ilişki açıklanacak olursa; Transbond kullanılarak hazırlanan numunelerin üst yüzeyi 3 saniye ve 20 saniye ışık uygulanan yapıştırıcılar için elde edilen p değerleri sırasıyla 0,168 ve 0,118'dir. Yine, her iki uygulama süresinde Transbond kullanılan numunelerin alt yüzeyi için elde edilen p değerleri 0,168 ve 0,118'dir. Ivoclar kullanılarak hazırlanan her iki yüzey ve her iki uygulama süresi için elde edilen p değerleri 0,495 ve 0,995'tir. Bu değerler, farklı yapıştırıcı türleri ve uygulama sürelerinin her iki yüzeyinde de sertlik değerlerini etkilemediğini göstermektedir.

Şekil 37

Yüzeyler ile Sertlik Arasındaki İlişki



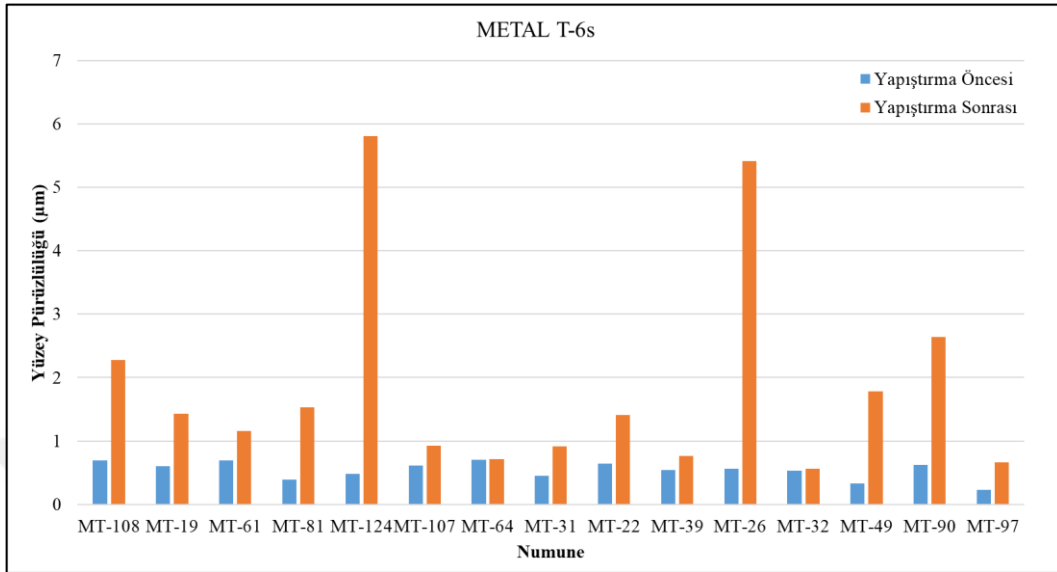
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Testi Bulguları

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri iki bölümde gerçekleştirilmiştir. Birinci bölümde braket yapıştırılmadan önce yüzey pürüzlülükleri dış minesinden alınmıştır. İkinci bölümde ise yüzey pürüzlülükleri braket yapıştırılmaları gerçekleştirilerek yapıştırma sonrası braket koparıldıktan sonra mine üzerinden alınmıştır. Bu ölçümler kendi aralarında gruplanarak grafik haline getirilmiştir.

Metal braket grubunda Transbond yapıştırıcı kullanılarak iki farklı kürleme süresinde (6 s ve 20 s) yapıştırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü grafikleri Şekil 38 ve Şekil 39'de sunulmuştur.

Şekil 38

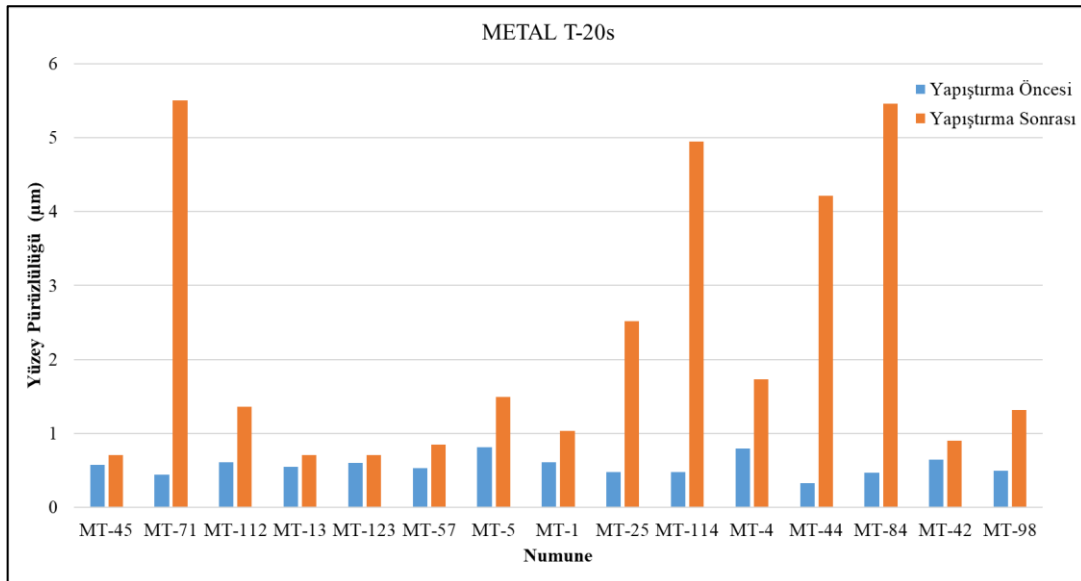
Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 6 s Kırleme Süresi ile Elde Edilen Metal Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri



Transbond 6 s kırleme süresine ait metal braket numunelerinin pürüzlülükleri incelendiğinde braket yapıştırılmadan önceki yüzey pürüzlülükleri tüm numuneler için daha düşük olarak elde edilmiştir. Yapıştırma işlemi sonrası en düşük pürüzlülük değeri 32 numaralı numunede 0,57 µm olarak ölçülürken, en yüksek pürüzlülük değeri ise 124 numaralı numunede 5,81 µm olarak ölçülmüştür.

Şekil 39

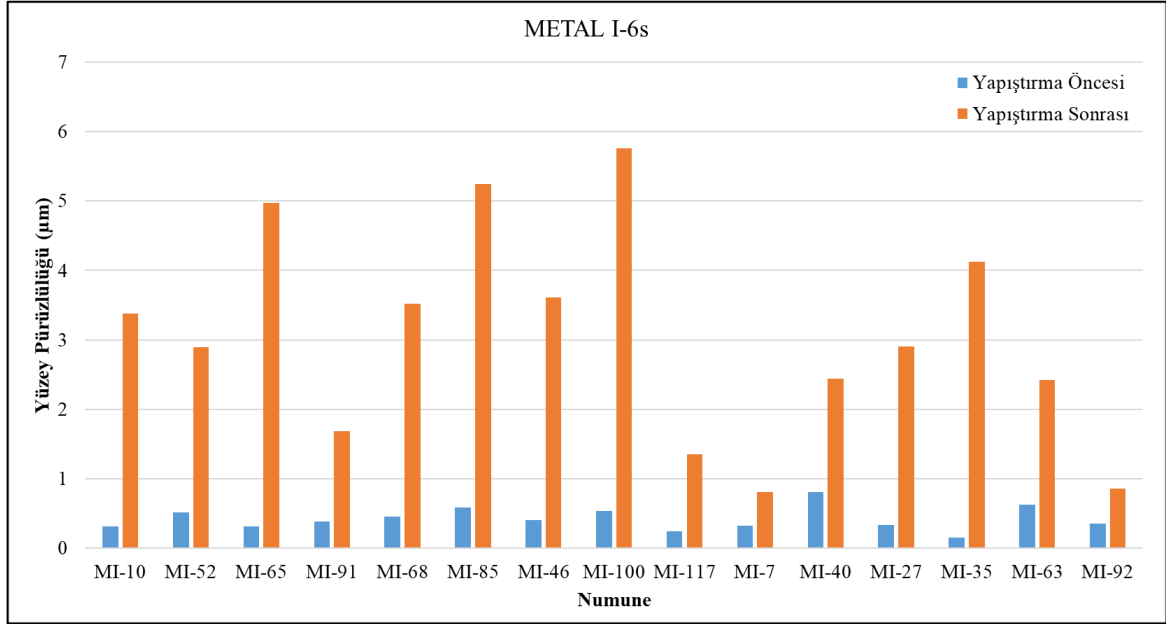
Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 20 s Kırleme Süresi ile Elde Edilen Metal Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri



Metal braket grubunda Ivoclar yapıştırıcı kullanılarak iki farklı kürleme süresinde (6 s ve 20 s) yapıştırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü grafikleri Şekil 40 ve Şekil 41’te sunulmuştur.

Şekil 40

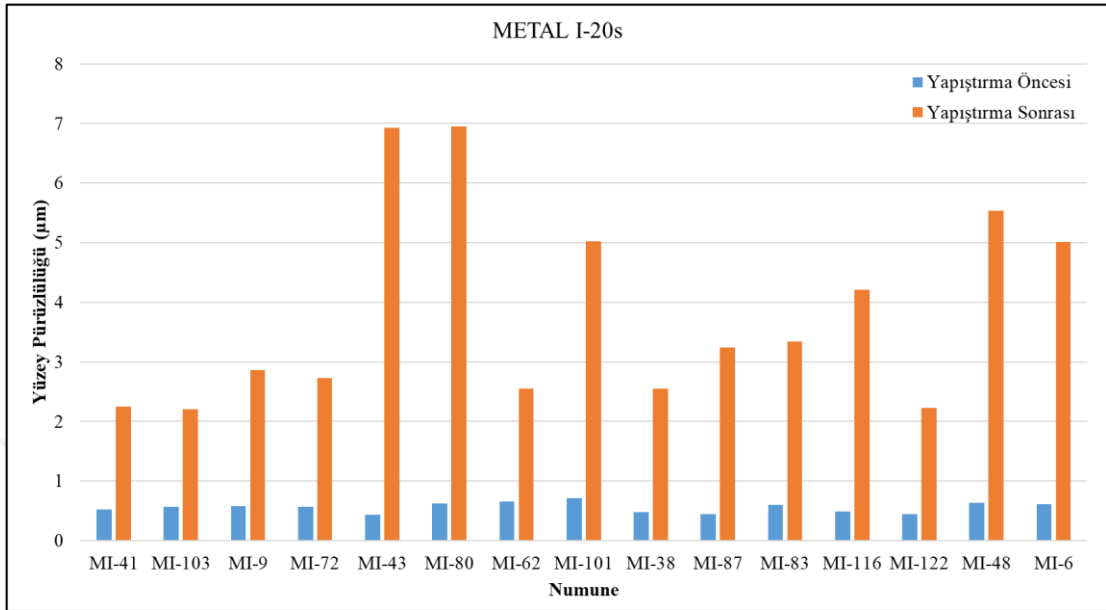
Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 6 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Metal Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri



Şekillerde verilen grafiklere dayanarak, metal braketlerin Ivoclar yapıştırıcı ile 6 s yapıştırma işleminden önceki pürüzlülük değerleri 0,307 µm ile 0,803 µm arasında değişirken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değerleri 1,349 µm ile 5,758 µm arasında değişmektedir. Örneğin, MI-10 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,307 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 3,380 µm’dir. Benzer şekilde, MI-52 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,516 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 2,892 µm’dir. Bu karşılaştırmalar, yapıştırma işleminin Metal-Ivoclar-6 s pürüzlülüğü üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir. Yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerinde genel bir artış gözlemlenmektedir. Ancak, bu artışın her numune için farklılık gösterdiği ve bazı numunelerde daha belirgin olduğu gözlemlenmiştir.

Şekil 41

Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 20 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Metal Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri

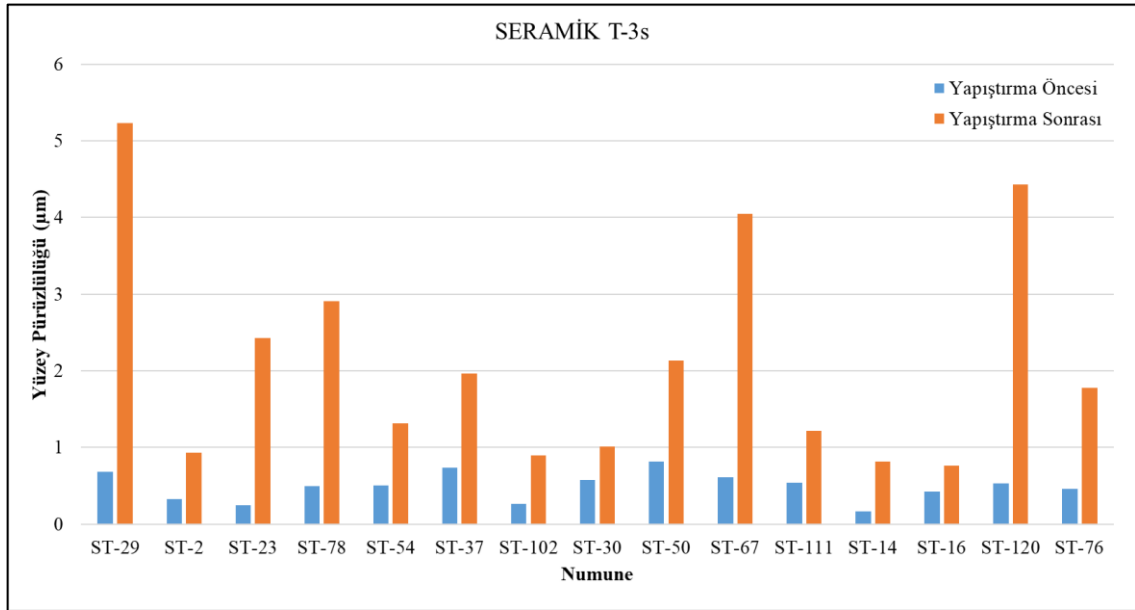


Şekillerde verilen grafiklere dayanarak, metal braketlerin Ivoclar yapıştırıcı ile 20 s yapıştırma işleminden önceki pürüzlülük değerleri 0,260 µm ile 0,714 µm arasında değişirken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değerleri 2,206 µm ile 6,954 µm arasında değişmektedir. Örneğin, MI-41 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,525 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 2,253' µm'dir. Benzer şekilde, MI-103 µm numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,565 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 2,206 µm'dir. Bu karşılaştırmalar, yapıştırma işleminin Metal-Ivoclar-20 s pürüzlülüğü üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir. Yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerinde genel bir artış gözlemlenmektedir. Ancak, bu artışın her numune için farklılık gösterdiği ve bazı numunelerde daha belirgin olduğu görülmektedir. Özellikle, MI-43 ve MI-80 numunelerinde yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerinde belirgin artışlar gözlenmektedir.

Seramik braket grubunda Transbond yapıştırıcı kullanılarak iki farklı kürleme süresinde (3 s ve 20 s) yapıştırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü grafikleri Şekil 42 ve Şekil 43'de sunulmuştur.

Şekil 42

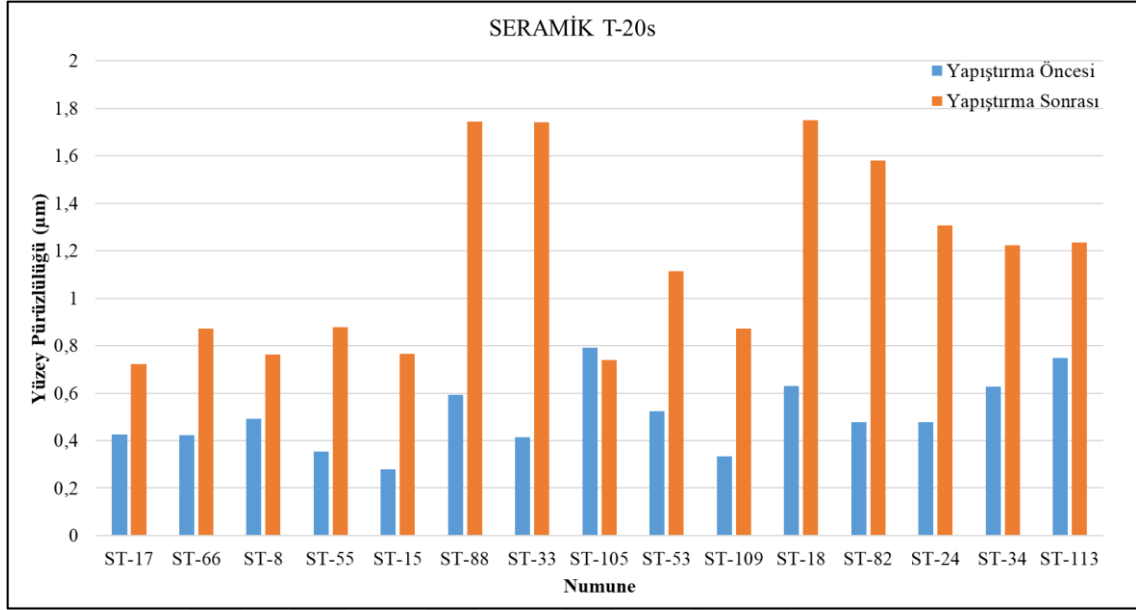
Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 3 s Kütleme Süresi ile Elde Edilen Seramik Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri



Şekillerde verilen grafiklere dayanarak, seramik braketlerin Transbond yapıştırıcı ile 3 s yapıştırma işleminden önceki pürüzlülük değerleri 0,162 µm ile 0,816 µm arasında değişirken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değerleri 0,759 µm ile 5,233 µm arasında değişmektedir. Örneğin, ST-29 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,678 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 5,233 µm'dir. Benzer şekilde, ST-2 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,327 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 0,934 µm'dir. Bu karşılaştırmalar, yapıştırma işleminin Seramik- Transbond- 3s pürüzlülüğü üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir. Yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerinde genel bir artış gözlemlenmektedir. Ancak, bu artışın her numune için farklılık gösterdiği ve bazı numunelerde daha belirgin olduğu görülmektedir. Özellikle, ST-29 ve ST-67 numunelerinde yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerinde belirgin artışlar gözlenmektedir.

Şekil 43

Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 20 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Seramik Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri

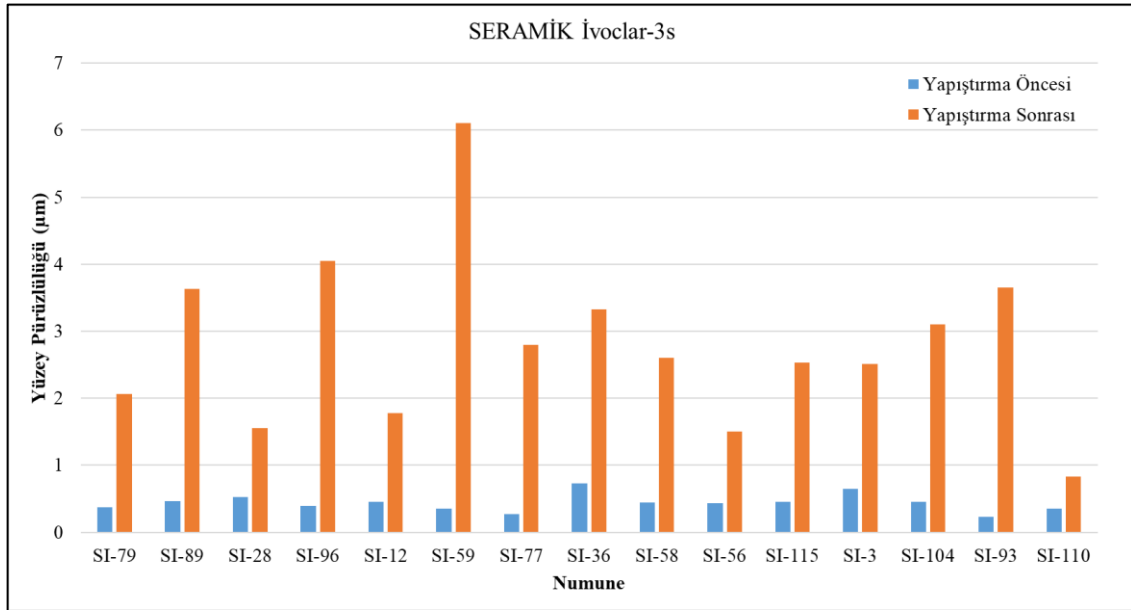


Şekillerde verilen grafiklere dayanarak, seramik braketlerin Transbond yapıştırıcı ile 20s yapıştırma işleminden önceki pürüzlülük değerleri 0,279 µm ile 0,791 µm arasında değişirken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değerleri 0,740 µm ile 1,749 µm arasında değişmektedir. Örneğin, ST-17 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,424 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 0,722 µm'dir. Benzer şekilde, ST-105 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,791 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 0,740 µm'dir. Bu karşılaştırmalar, yapıştırma işleminin Seramik- Transbond- 20 s pürüzlülüğü üzerinde etkisi olduğunu göstermektedir. Yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerinde genel bir artış veya azalış gözlemlenebilir. Ancak, bu değişikliklerin her bir numune için farklılık gösterebileceği görülmektedir. Özellikle, bazı numunelerde yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerinde belirgin değişiklikler gözlemlenmektedir. Yapıştırma öncesi pürüzlülükler arasında en düşük değer, ST-15 numunesi için 0,279 µm olarak belirlenirken, en yüksek değer ST-105 numunesi için 0,791 µm'dir. Yapıştırma sonrası pürüzlülüklerde ise en düşük değer ST-105 numunesi için 0,740 µm iken, en yüksek değer ST-18 numunesi için 1,749 µm olarak kaydedilmiştir. Bu sonuçlar, yapıştırma sonrası pürüzlülüklerinde artış olduğunu göstermektedir.

Seramik braket grubunda Ivoclar yapıştırıcı kullanılarak iki farklı kürleme süresinde (3 s ve 20 s) yapıştırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü grafikleri Şekil 44 ve Şekil 45'te sunulmuştur.

Şekil 44

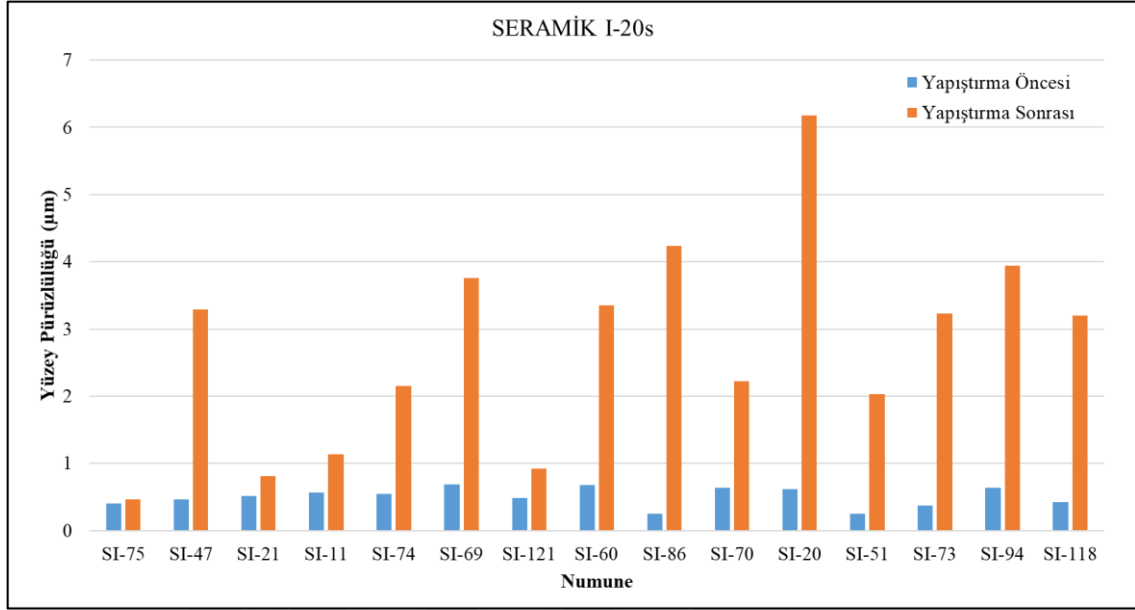
Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 3 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Seramik Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri



Şekillerde verilen grafiklere dayanarak, seramik braketlerin Ivoclar yapıştırıcı ile 3 s yapıştırma işleminden önceki pürüzlülük değerleri 0,229 µm ile 0,725 µm arasında değişirken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değerleri 0,833 µm ile 6,108 µm arasında değişmektedir. Örneğin, SI-79 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,368 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 2,059 µm'dir. Benzer şekilde, SI-59 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,355 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 6,108 µm'dir. Bu karşılaştırmalar, yapıştırma işleminin seramik braketlerin Ivoclar yapıştırıcı yardımıyla 3s kürleştirme süresi ile oluşturulan numunelerin pürüzlülüğü üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir. Yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerinde genel bir artış gözlemlenmektedir. Ancak, bu artışın her numune için farklılık gösterdiği ve bazı numunelerde daha belirgin olduğu görülmektedir. Özellikle, SI-59 numunesinde yapıştırma sonrası pürüzlülük değerinde belirgin bir artış gözlenmektedir. Seramik- Ivoclar - 3 s kullanılarak yapıştırılan numunelerin yapıştırma öncesi pürüzlülükler arasında en düşük değer, SI-93 numunesi için 0,229 µm olarak belirlenirken, en yüksek değer SI-36 numunesi için 0,725 µm'dir. Yapıştırma sonrası pürüzlülüklerde ise en düşük değer SI-110 numunesi için 0,833 µm iken, en yüksek değer SI-59 numunesi için 6,108 µm olarak kaydedilmiştir.

Şekil 45

Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 20 s Kürleme Süresi ile Elde Edilen Seramik Braketlere Ait Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri



Şekillerde verilen grafiklere dayanarak, seramik braketlerin Ivoclar yapıştırıcı ile 3 s yapıştırma işleminden önceki pürüzlülük değerleri 0,250 µm ile 0,692 µm arasında değişirken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değerleri 0,468 µm ile 6,178 µm arasında değişmektedir. Örneğin, SI-51 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,25 iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 2,030 µm'dir. Benzer şekilde, SI-20 numunesi için yapıştırma öncesi pürüzlülük değeri 0,613 µm iken, yapıştırma sonrası pürüzlülük değeri 6,178 µm'dir. Bu karşılaştırmalar, yapıştırma işleminin seramik braketlerin Ivoclar yapıştırıcı yardımıyla 20 s kürleştirme süresi ile oluşturulan numunelerin pürüzlülüğü üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir. Yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerinde genel bir artış gözlemlenmektedir. Ancak, bu artışın her numune için farklılık gösterdiği ve bazı numunelerde daha belirgin olduğu görülmektedir. Özellikle, SI-20 numunesinde yapıştırma sonrası pürüzlülük değerinde belirgin bir artış gözlenmektedir. Yapıştırma öncesi pürüzlülükler arasında en düşük değer, SI-51 numunesi için 0,250 µm olarak belirlenirken, en yüksek değer SI-69 numunesi için 0,692 µm olarak tespit edilmiştir. Yapıştırma sonrası pürüzlülüklerde ise en düşük değer SI-47 numunesi için 3,290 µm iken, en yüksek değer SI-20 numunesi için 6,178 µm olarak kaydedilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü testlerinden elde edilen veriler SPSS programı kullanılarak ANOVA analizine tabi tutulmuş ve bulguların anlamlılık değerleri bu analiz ile tespit edilmiştir. ANOVA analizlerinde yapıştırma öncesi mine yüzeyi ile yapıştırma sonrası mine yüzeyi arasındaki

anlamlılık değerleri karşılaştırılmış olup anlamlılık için $p < 0,001$ değeri baz alınmıştır. Bu değere göre seramik braket kullanılarak yapıştırılan mine yüzeyleri arasındaki ilişkiyi gösteren veriler Tablo 9’da grafik ise şekil 46’de sunulmuştur. ANOVA analiz sonuçları, seramik yüzeylerde farklı ortodontik yapıştırıcıların (Transbond ve Ivoclar) farklı uygulama sürelerinin (3 saniye ve 20 saniye) yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi, dört ayrı grupta analiz edilmiştir. Seramik-Transbond -3 s grubu için elde edilen p-değeri $< 0,001$ ’dir. Bu sonuç, bu grupta yüzey pürüzlülüğünde gözlenen farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ve bu farklılıkların tesadüfi olmadığını göstermektedir. Aynı şekilde, Seramik-Transbond-20 s grubu için p-değeri $< 0,001$ ’dir, bu da yine anlamlı bir farkın var olduğunu belirtir. Seramik-Ivoclar-3 s grubunda p-değeri $< 0,001$ ’dir. Bu durum, Ivoclar yapıştırıcısının 3 saniye uygulandığında yüzey pürüzlülüğünde önemli değişikliklere yol açtığını gösterir. Son olarak, Seramik-Ivoclar-20 s grubu için p-değeri $< 0,001$ ’dir, bu da Ivoclar yapıştırıcısının 20 saniye uygulandığında da anlamlı farklılıklar yarattığını ortaya koyar. Elde edilen bu sonuçlar hem Transbond hem de Ivoclar yapıştırıcılarının uygulama sürelerinin yüzeydeki pürüzlülüğü önemli ölçüde etkilediğini göstermektedir. Uygulama süresinin arttırılması veya azaltılması, yüzey pürüzlülüğünde belirgin değişikliklere yol açmaktadır. Bu bulgular, ortodontik tedavilerde kullanılan yapıştırıcıların uygulama sürelerinin dikkatlice seçilmesi gerektiğini ve her iki yapıştırıcının da yüzey pürüzlülüğü üzerinde önemli etkileri olduğunu göstermektedir.

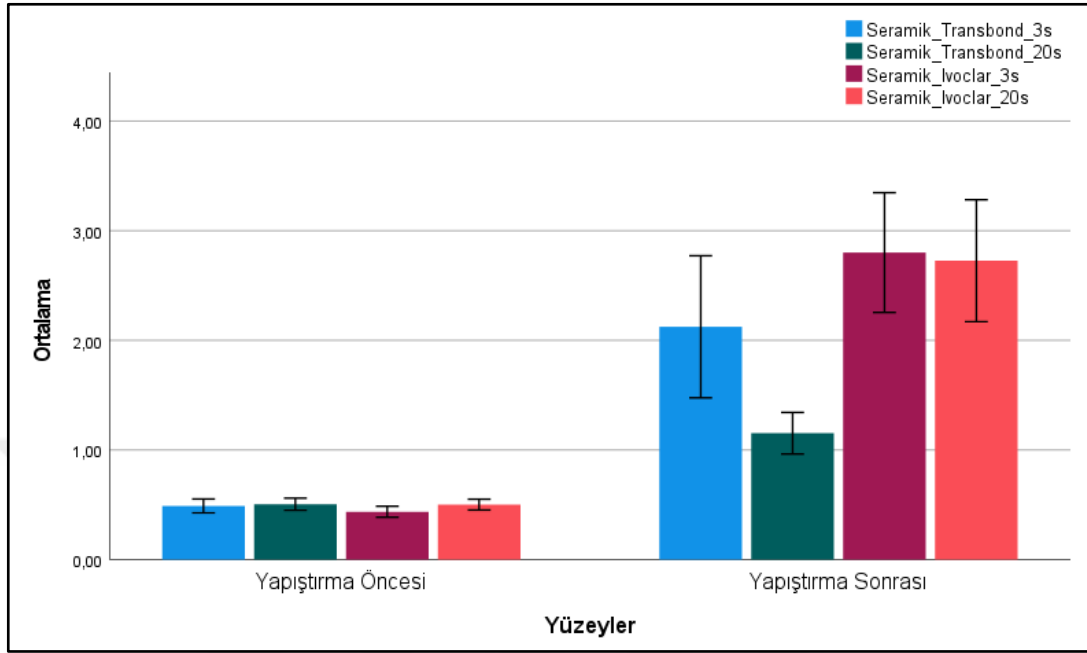
Tablo 9

Seramik Braket Kullanılarak Elde Edilen Yapıştırma ncesi ve Sonrası Przllğ Değerlerine Ait ANOVA Analizi

Yapıştırıcı Türü	Süre	Yüzey	Ortalama	Std. Sapma	p
Transbond	3 s	Yapıştırma Öncesi	0,4904	0,21056	<0,001*
		Yapıştırma Sonrası	2,1242	2,15804	
	20 s	Yapıştırma Öncesi	0,5061	0,18461	<0,001*
		Yapıştırma Sonrası	1,1538	0,63148	
Ivoclar	3 s	Yapıştırma Öncesi	0,4372	0,16671	<0,001*
		Yapıştırma Sonrası	2,8012	1,81815	
	20 s	Yapıştırma Öncesi	0,5021	0,16535	<0,001*
		Yapıştırma Sonrası	2,7275	1,85115	
Oneway ANOVA test		*p<0,001			

Şekil 46

Seramik Braketlerde Yüzey Pürüzlülüğünün Yapıştırma Öncesi ve Sonrası Arasındaki İlişki



Metal braket kullanılarak yapıştırılan mine yüzeyleri arasındaki ilişkiyi gösteren veriler Tablo 10'da grafik ise Şekil 47'de sunulmuştur. Analizde, metal yüzeylerde farklı ortodontik yapıştırıcıların (Transbond ve Ivoclar) farklı uygulama sürelerinin (6 saniye ve 20 saniye) yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirilmiştir. Metal-Transbond-6 s grubu için elde edilen p-değeri <0.001 'dir. Bu sonuç, bu grupta yüzey pürüzlülüğünde gözlenen farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ve bu farklılıkların tesadüfi olmadığını göstermektedir. Aynı şekilde, Metal-Transbond-20 s grubu için p-değeri <0.001 'dir, bu da yine anlamlı bir farkın var olduğunu belirtir. Metal-Ivoclar-6 s grubunda p-değeri <0.001 'dir. Bu durum, Ivoclar yapıştırıcısının 6 saniye uygulandığında yüzey pürüzlülüğünde önemli değişikliklere yol açtığını gösterir. Son olarak, Metal-Ivoclar-20 s grubu için p-değeri <0.001 'dir, bu da Ivoclar yapıştırıcısının 20 saniye uygulandığında da anlamlı farklılıklar yarattığını ortaya koyar. Gerçekleştirilen bu analiz, hem Transbond hem de Ivoclar yapıştırıcılarının uygulama sürelerinin metal yüzeylerdeki pürüzlülüğü önemli ölçüde etkilediğini göstermektedir. Uygulama süresinin arttırılması veya azaltılması, yüzey pürüzlülüğünde belirgin değişikliklere yol açmaktadır. Bu bulgular, ortodontik tedavilerde kullanılan yapıştırıcıların uygulama sürelerinin dikkatlice seçilmesi gerektiğini ve her iki yapıştırıcının da yüzey pürüzlülüğü üzerinde önemli etkileri olduğunu göstermektedir.

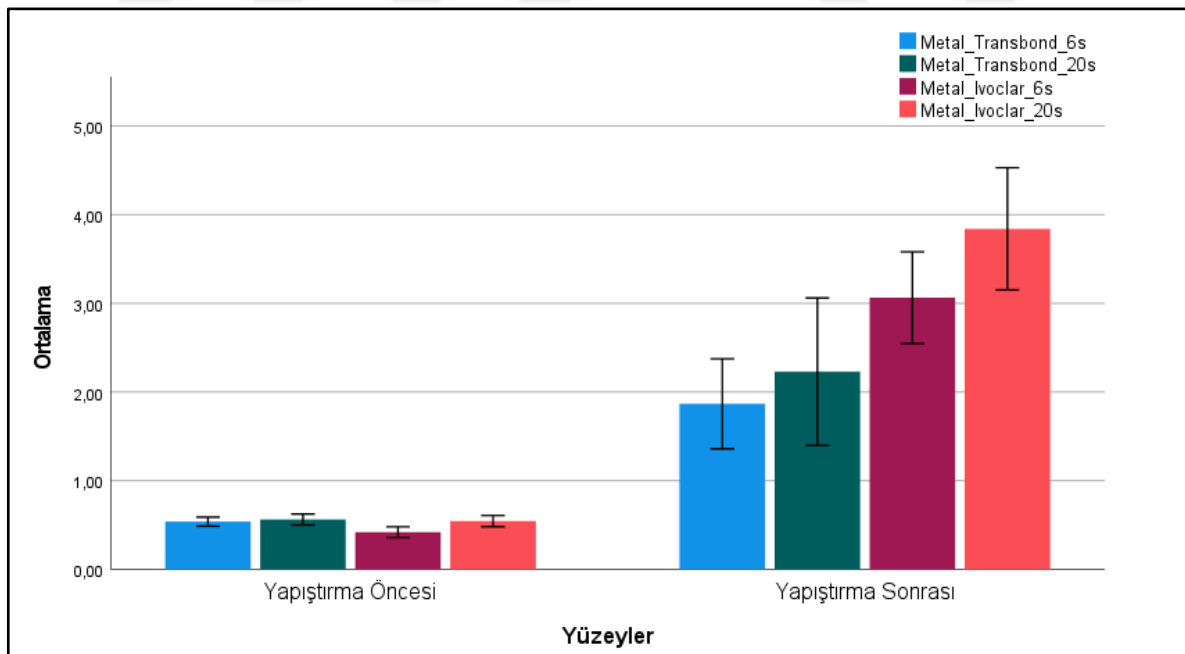
Tablo 10

Metal Braket Kullanılarak Elde Edilen Yapıştırma Öncesi ve Sonrası Pürüzlülük Değerlerine Ait ANOVA Analizi

Yapıştırıcı Türü	Süre	Yüzey	Ortalama	Std. Sapma	p
Transbond	3 s	Yapıştırma Öncesi	0,5391	0,16892	<0,001*
		Yapıştırma Sonrası	1,8674	1,68987	
	20 s	Yapıştırma Öncesi	0,5634	0,20440	<0,001*
		Yapıştırma Sonrası	2,2304	2,76938	
Ivoclar	3 s	Yapıştırma Öncesi	0,4201	0,20242	<0,001*
		Yapıştırma Sonrası	3,0642	1,72429	
	20 s	Yapıştırma Öncesi	0,5454	0,21011	<0,001*
		Yapıştırma Sonrası	3,8411	2,29307	
Oneway ANOVA test		*p<0,001			

Şekil 47

Seramik Braketlerde Yüzey Pürüzlülüğünün Yapıştırma Öncesi ve Sonrası Arasındaki İlişki

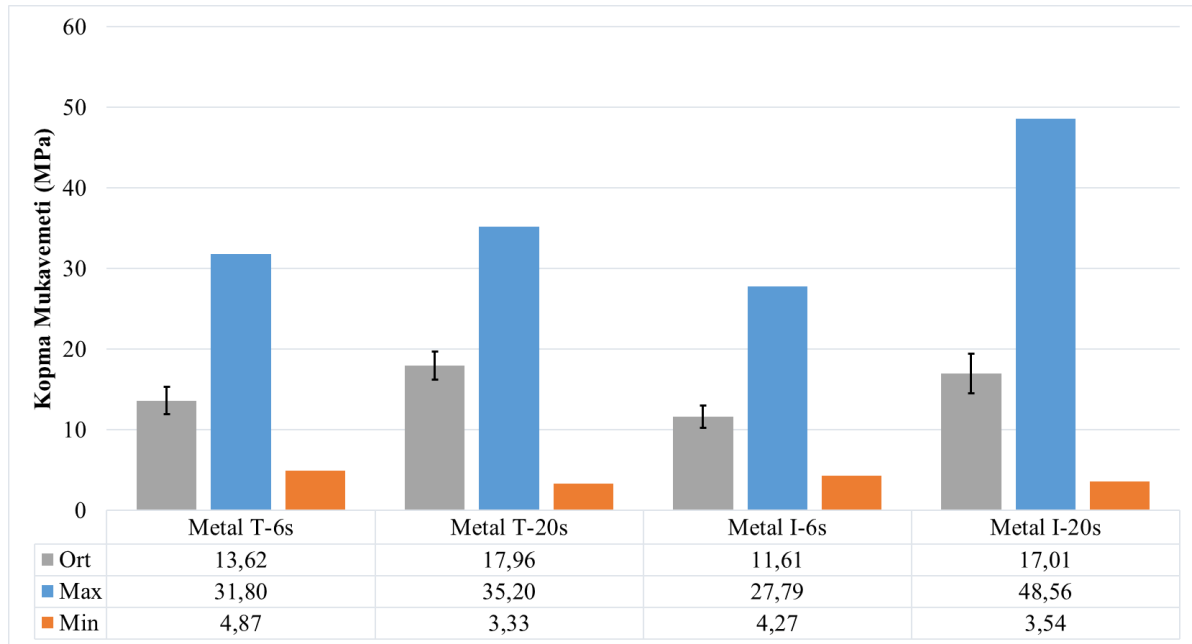


4.3. Basma Testi Bulguları

Basma testleri gerçekleştirilen braketler metal ve seramik braketler olmak üzere iki grupta incelenmiştir. Bu bağlamda metal braketlerin basma testlerine ait ortalama, maksimum ve minimum bağlanma kuvvetleri Şekil 48’de sunulmuştur.

Şekil 48

Farklı Yapıştırıcı Türü ve Kürleme Sürelerinde Metal Braketlerin Basma Davranışı



Metal -Transbond -6 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 13,62 MPa iken, maksimum 31,80 MPa ve minimum 4,87 MPa olarak belirlenmiştir. Metal-Transbond-20 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 17,96 MPa, maksimum 35,20 MPa ve minimum 3,33 MPa'dır. Metal-Ivoclar-6 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 11,61 MPa, maksimum 27,79 MPa ve minimum 4,27 MPa iken, Metal-Ivoclar-20 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 17,01 MPa, maksimum 48,56 MPa ve minimum 3,54 MPa olarak ölçülmüştür. Grafikten elde edilen bilgilere göre, en yüksek maksimum bağlanma mukavemeti 48,56 MPa ile Metal-Ivoclar-20 s'te gözlenirken, en düşük minimum bağlanma mukavemeti 3,33 MPa ile Metal-Transbond-20 s'te gözlenmiştir. Ayrıca, Metal-Transbond-20 s ve Metal-Ivoclar-20 s, Metal-Transbond-6 s ve Metal-Ivoclar-6 s'e göre daha yüksek ortalama bağlanma mukavemeti değerlerine sahiptir. Metal-Ivoclar-6 s ise en düşük ortalama bağlanma mukavemetine sahiptir (11,61 MPa).

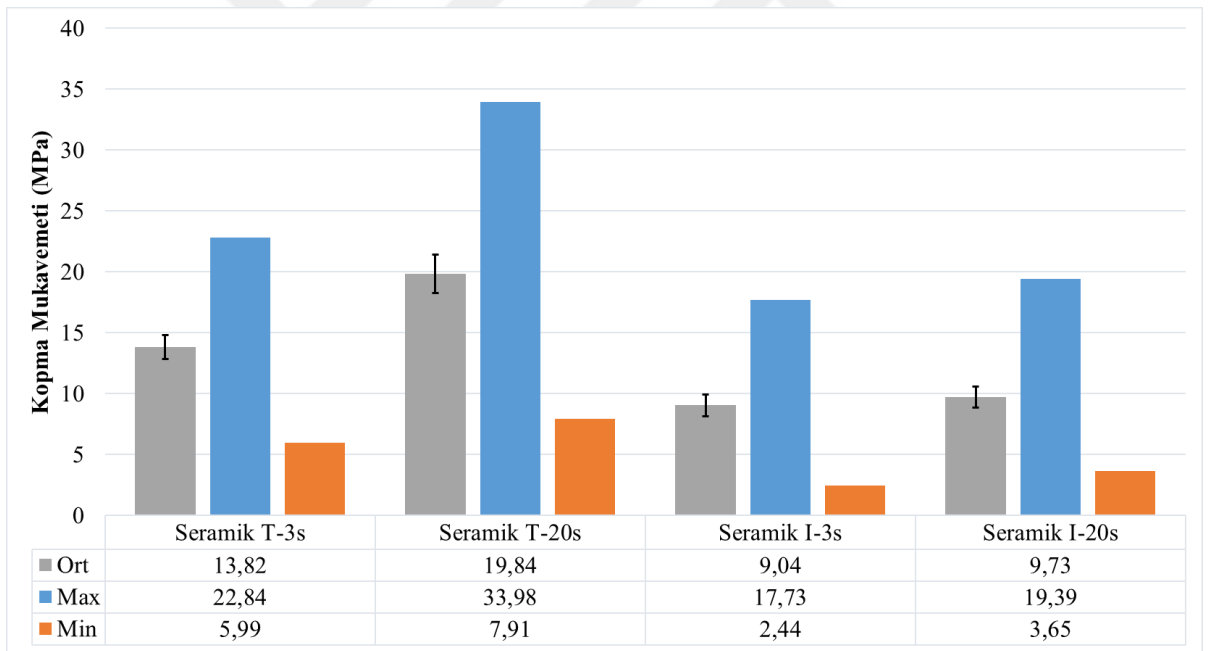
Farklı yapıştırıcı türleri ve sürelerinin metal numunelerinin bağlanma mukavemeti üzerindeki etkisini değerlendirildiğinde, belirgin bir trendin olduğu gözlemlenmiş ve sürenin artmasıyla birlikte bağlanma mukavemetinin de arttığı gözlemlenmiştir. Transbond yapıştırıcı altında test

edilen metal numunelerinde, 20 s uygulama süresine sahip numunelerin genellikle daha yüksek bağlanma mukavemetine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Benzer şekilde, Ivoclar yapıştırıcı altında test edilen metal numunelerinde de aynı trend gözlemlenmiştir. 20 s süreyle test edilen Metal-Ivoclar-20 s numunesinin, 6 s süreyle test edilen numunelere göre daha yüksek bir ortalama bağlanma mukavemetine sahip olduğu görülmüştür. Bu bulgular, uygulama süresinin bağlanma mukavemeti üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu göstermektedir. Sürenin artması, yapıştırıcı materyalin daha iyi bir şekilde kürlenmesine ve metal numunelerinin daha sağlam bir bağlantı oluşturmaya olanak sağlayarak bağlanma mukavemetini iyileştirdiği söylenebilir.

Seramik braketlerin basma testlerine ait ortalama, maksimum ve minimum bağlanma mukavemetleri Şekil 49'de sunulmuştur.

Şekil 49

Farklı Yapıştırıcı Türü ve Kürlenme Sürelerinde Keramik Braketlerin Basma Davranışı

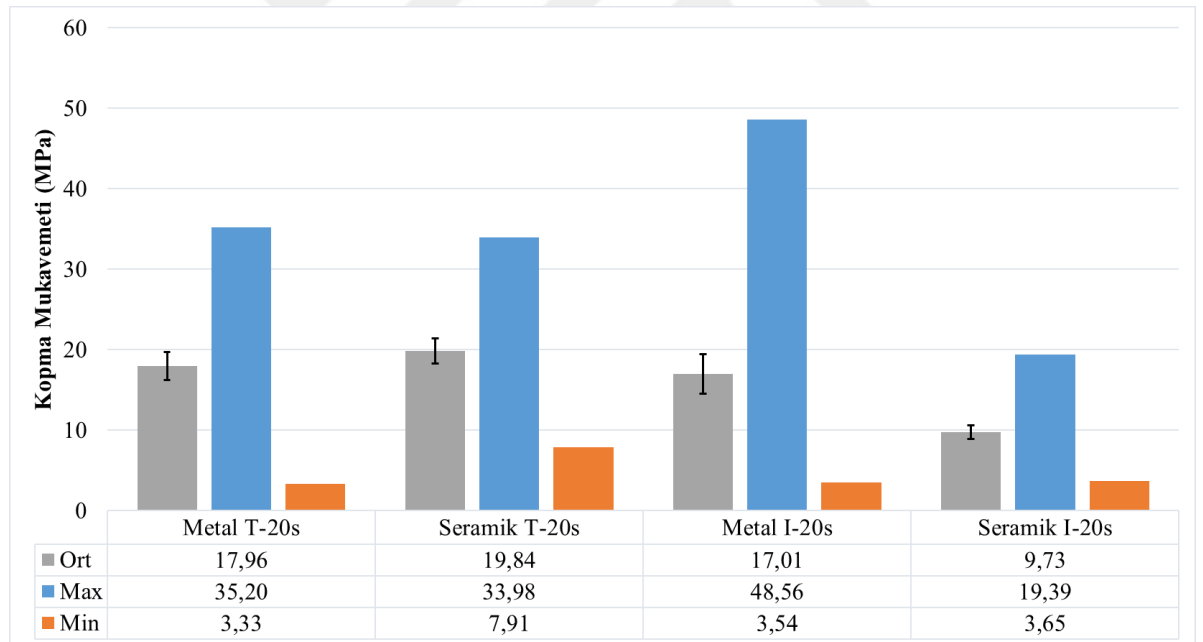


Seramik-Transbond-3 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 13,82 MPa iken, maksimum 22,84 MPa ve minimum 5,99 MPa olarak belirlenmiştir. Seramik-Transbond-20 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 19,84 MPa, maksimum 33,98 MPa ve minimum 7,91 MPa'dır. Seramik-Ivoclar-3 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 9,04 MPa, maksimum 17,73 MPa ve minimum 2,44 MPa iken, Seramik-Ivoclar-20 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 9,73 MPa, maksimum 19,39 MPa ve minimum 3,65 MPa olarak ölçülmüştür.

Grafikten elde edilen bilgilere göre, en yüksek maksimum bağlanma mukavemeti 33,98 MPa ile Seramik-Transbond-20 s'te gözlenirken, en düşük minimum bağlanma mukavemeti 2,44 MPa ile Seramik-Ivoclar-3 s'te gözlenmiştir. Ayrıca, Seramik-Transbond-20 s, diğer seramiklere göre en yüksek ortalama bağlanma mukavemeti değerine sahiptir (19,84 MPa). En düşük ortalama bağlanma mukavemeti ise Seramik-Ivoclar-3 s'te gözlenmiştir (9,04 MPa). Bu durum, Ivoclar yapıştırıcı altında test edilen numunelerin Transbond yapıştırıcı altındakilere kıyasla daha düşük bağlanma mukavemetine sahip olduğunu göstermektedir. Kırılma süresi arttıkça, bağlanma mukavemeti artışının Transbond yapıştırıcı altındakilere kıyasla daha az belirgin olduğu görülmektedir.

Aynı süreye sahip farklı yapıştırıcı ve braketlerin basma testlerine ait ortalama, maksimum ve minimum bağlanma mukavemetleri Şekil 50'da sunulmuştur.

Şekil 50
Farklı Braket Malzemeleri ve Farklı Yapıştırıcıların Aynı Süre Altındaki Basma Davranışı



Metal-Transbond-20 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 17,96 MPa iken, maksimum 35,20 MPa ve minimum 3,33 MPa olarak belirlenmiştir. Seramik-Transbond-20 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 19,84 MPa, maksimum 33,98 MPa ve minimum 7,91 MPa'dır. Metal-Ivoclar-20s'in ortalama bağlanma mukavemeti 17,01 MPa, maksimum 48,56 MPa ve minimum 3,54 MPa iken, Seramik-Ivoclar-20 s'in ortalama bağlanma mukavemeti 9,73 MPa, maksimum 19,39 MPa ve minimum 3,65 MPa olarak ölçülmüştür.

Grafikten elde edilen bilgilere göre, en yüksek maksimum bağlanma mukavemeti 48,56 MPa ile Metal-Ivoclar-20 s'te gözlenirken, en düşük minimum bağlanma mukavemeti 3,33 MPa ile Metal Transbond-20 s'te gözlenmiştir. Seramik-Transbond-20 s, en yüksek ortalama bağlanma mukavemetine sahip malzemedir (19,84 MPa). En düşük ortalama bağlanma mukavemeti ise Seramik- Ivoclar-20 s'te gözlenmiştir (9,73 MPa). Bu veriler, Metal-Ivoclar-20 s'in yüksek maksimum bağlanma mukavemeti ile dikkat çektiğini, ancak Seramik-Transbond-20 s'in genel olarak daha yüksek bir ortalama bağlanma mukavemeti sunduğunu göstermektedir. Ayrıca Seramik-Transbond-20 s numuneleri en yüksek ortalama bağlanma mukavemetine sahiptir, bu da onları diğer gruplara göre daha dayanıklı kılmaktadır. Metal-Ivoclar-20 s numuneleri ise en yüksek maksimum bağlanma mukavemetini göstermektedir, ancak ortalama değerleri diğer gruplara kıyasla daha düşüktür. Bu durum, malzemenin dayanıklılığı ve mukavemet aralığı açısından önemli farklar olduğunu göstermektedir.

Yapıştırıcı türü süre ve braket türleri ile bağlanma mukavemeti arasında anlamlı bir farklılığın olup olmadığı t testi ile kontrol edilmiştir. Bu sonuca göre elde edilen veriler Tablo 11'de sunulmuştur. Tablo iki grup arasındaki farkları incelemek için yapılan bağımsız örneklem t-testlerinin sonuçlarını göstermektedir. Metal-Transbond-20 s grubu için bağlanma mukavemeti ortalaması 17.96 iken, Metal-Transbond-6 s grubu için bu ortalama 12.71'dir. Levene's Testi varyansların eşit olduğunu ($p=0.918$) göstermektedir. T-testi sonuçlarına göre, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p=0.116$). Metal-Transbond -20 s grubu için bağlanma mukavemeti ortalaması 17.96, Metal-Ivoclar-20 s grubu için ise 17.01'dir. Levene's Testi, varyansların eşit olduğunu ($p=0.237$) göstermektedir. T-testi sonuçları, gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir ($p=0.814$). Metal-Ttansbond-20 s grubu için bağlanma mukavemeti ortalaması 17.96, Metal-Ivoclar-6 s grubu için ise 11.61'dir. Levene's Testi, varyansların eşit olduğunu ($p=0.579$) göstermektedir. T-testi sonuçları, gruplar arasında anlamlı bir fark olduğunu göstermektedir ($p=0.036$). Metal-Transbond-6 s grubu için bağlanma mukavemeti ortalaması 12.71, Metal-Ivoclar-20 s grubu için ise 17.01'dir. Levene's Testi, varyansların eşit olduğunu ($p=0.265$) göstermektedir. T-testi sonuçları, gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir ($p=0.286$). Metal-Transbond-6 s grubu için bağlanma mukavemeti ortalaması 12.71, Metal-Ivoclar-6 s grubu için ise 11.61'dir. Levene's Testi, varyansların eşit olduğunu ($p=0.502$) göstermektedir. T-testi sonuçları, gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir ($p=0.707$). Metal-Ivoclar-20 s grubu için bağlanma mukavemeti ortalaması 17.01, Metal-Ivoclar-6 s grubu için ise 11.61'dir. Levene's Testi, varyansların eşit olduğunu ($p=0.083$) göstermektedir. T-testi sonuçları, gruplar arasında anlamlı

bir fark olmadığını göstermektedir ($p=0.152$). Seramik-Transbond-20 s grubunun ortalama bağlanma mukavemeti 18,52, Seramik-Transbond-3s grubunun ise 13,82 olarak bulundu. Levene's testi, iki grup arasındaki varyansların eşit olmadığını gösterdi ($p = 0,024$). Bağımsız örneklem t-testi, eşit varyans varsayımı altında ($p = 0,091$) ve eşit olmayan varyans varsayımı altında ($p = 0,094$) iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığını ortaya koydu. Seramik-Transbond-20 s grubunun ortalama bağlanma mukavemeti 18,52, Seramik-Ivoclar-20s grubunun ise 9,73 olarak bulundu. Levene's testi, iki grup arasındaki varyansların eşit olmadığını gösterdi ($p = 0,007$). Bağımsız örneklem t-testi, eşit varyans varsayımı altında ($p = 0,002$) ve eşit olmayan varyans varsayımı altında ($p= 0,003$) iki grup arasında anlamlı bir fark olduğunu gösterdi. Seramik-Transbond-20 s grubunun ortalama bağlanma mukavemeti 18,52, Seramik-Ivoclar-3 s grubunun ise 9,04 olarak bulundu. Levene's testi, iki grup arasındaki varyansların eşit olmadığını gösterdi ($p = 0,012$). Bağımsız örneklem t-testi, eşit varyans varsayımı altında ($p = 0,001$) ve eşit olmayan varyans varsayımı altında ($p = 0,002$) iki grup arasında anlamlı bir fark olduğunu ortaya koydu. Seramik-Transbond-3s grubunun ortalama bağlanma mukavemeti 13,82, Seramik-Ivoclar-20 s grubunun ise 9,73 olarak bulundu. Levene's testi, iki grup arasındaki varyansların eşit olduğunu gösterdi ($p = 0,496$). Bağımsız örneklem t-testi, eşit varyans varsayımı altında ($p = 0,022$) ve eşit olmayan varyans varsayımı altında ($p = 0,023$) iki grup arasında anlamlı bir fark olduğunu gösterdi. Seramik-Transbond-3 s grubunun ortalama bağlanma mukavemeti 13,82, Seramik-Ivoclar-3 s grubunun ise 9,04 olarak bulundu. Levene's testi, iki grup arasındaki varyansların eşit olduğunu gösterdi ($p = 0,688$). Bağımsız örneklem t-testi, eşit varyans varsayımı altında ($p = 0,011$) ve eşit olmayan varyans varsayımı altında ($p = 0,011$) iki grup arasında anlamlı bir fark olduğunu ortaya koydu. Seramik-Ivoclar-20 s grubunun ortalama bağlanma mukavemeti 9,73, Seramik-Ivoclar-3 s grubunun ise 9,04 olarak bulundu. Levene's testi, iki grup arasındaki varyansların eşit olduğunu gösterdi ($p = 0,782$). Bağımsız örneklem t-testi, eşit varyans varsayımı altında ($p = 0,671$) ve eşit olmayan varyans varsayımı altında ($p = 0,672$) iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığını ortaya koydu.

Tablo 11**Farklı Yapıştırıcı Türlerinde Basma Testlerine Ait Levene's Testi**

Grup Karşılaştırması	Grup 1 Ort. (N)	Grup 2 Ort. (N)	(p)
METAL Transbond-20 s vs Transbond-6 s	17.96 (14)	12.71 (15)	0,116
METAL Transbond-20 s vs Ivoclar-20 s	17.96 (14)	17.01 (14)	0,814
METAL Transbond-20 s vs Ivoclar-6 s	17.96 (14)	11.61 (15)	0,036*
METAL Transbond-6 s vs Ivoclar-20 s	12.71 (15)	17.01 (14)	0,286
METAL Transbond-6 s vs Ivoclar-6 s	12.71 (15)	11.61 (15)	0,707
METAL Ivoclar-20 s vs Ivoclar-6 s	17.01 (14)	11.61 (15)	0,152
SERAMİK Transbond-20 s vs Transbond-3 s	18,52 (15)	13,82 (15)	0,094
SERAMİK Transbond-20 s vs Ivoclar-20 s	18,52 (15)	9,73 (15)	0,002*
SERAMİK Transbond-20 s vs Ivoclar-3 s	18,52 (15)	9,04 (15)	0,001*
SERAMİK Transbond-3 s vs Ivoclar-20 s	13,82 (15)	9,73 (15)	0,022*
SERAMİK Transbond-3s vs Ivoclar-3 s	13,82 (15)	9,04 (15)	0,011*
SERAMİK Ivoclar-20 s vs Ivoclar-3 s	9,73 (15)	9,04 (15)	0,671
Levene's Testi	p<0,05*		

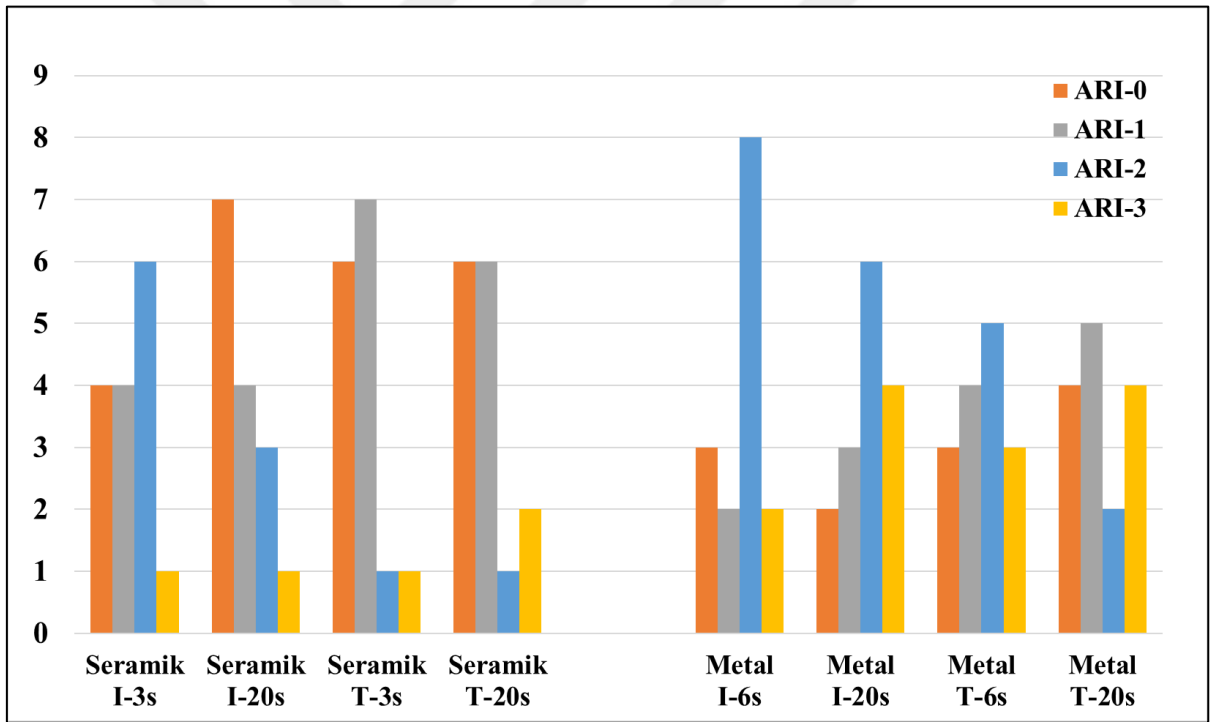
4.4. ARI Skoru Bulguları

Numune gruplarına ve sayılarına ait ARI skoru grafiği Şekil 51'da verilmiştir. Grafik incelendiğinde, farklı numune gruplarında ARI (Adhesive Remnant Index) değerlerinin dağılımını göstermektedir. Seramik ve metal numuneler, çeşitli zaman dilimlerinde ve farklı yapıştırıcılarda (Ivoclar 3 s, Ivoclar 20 s, Transbond 3 s, Transbond 20 s, Ivoclar 6 s, Ivoclar 20s, Transbond 6 s, Transbond 20 s) ARI-0, ARI-1, ARI-2 ve ARI-3 sonuçlarına göre karşılaştırılmıştır. Ivoclar yapıştırıcısı ile 3 saniye kürleştirilen seramik numunelerde, ARI-0 değeri 4 numunede, ARI-1 değeri 4 numunede, ARI-2 değeri 6 numunede ve ARI-3 değeri 1 numunede gözlemlenmiştir. Ivoclar yapıştırıcısı ile 20 saniye kürleştirilen seramik numunelerde, ARI-0 değeri 7 numunede, ARI-1 değeri 3 numunede, ARI-2 değeri 1 numunede ve ARI-3 değeri 1 numunede gözlemlenmiştir. Transbond yapıştırıcısı ile 3 saniye kürleştirilen seramik numunelerde, ARI-0 değeri 6 numunede, ARI-1 değeri 4 numunede, ARI-2 değeri 1 numunede ve ARI-3 değeri 1 numunede gözlemlenmiştir. Transbond yapıştırıcısı ile 20 saniye kürleştirilen seramik numunelerde, ARI-0 değeri 6 numunede, ARI-1 değeri 6 numunede, ARI-

2 değeri 1 numunede ve ARI-3 değeri 2 numunede gözlemlenmiştir. Metal numuneler üzerinde yapılan değerlendirmelerde, Ivoclar yapıştırıcısı ile 6 saniye kürleştirilen metal numunelerde, ARI-0 değeri 3 numunede, ARI-1 değeri 2 numunede, ARI-2 değeri 8 numunede ve ARI-3 değeri 2 numunede gözlemlenmiştir. Ivoclar yapıştırıcısı ile 20 saniye kürleştirilen metal numunelerde, ARI-0 değeri 2 numunede, ARI-1 değeri 3 numunede, ARI-2 değeri 6 numunede ve ARI-3 değeri 4 numunede gözlemlenmiştir. Transbond yapıştırıcısı ile 6 saniye kürleştirilen metal numunelerde, ARI-0 değeri 3 numunede, ARI-1 değeri 4 numunede, ARI-2 değeri 5 numunede ve ARI-3 değeri 3 numunede gözlemlenmiştir. Transbond yapıştırıcısı ile 20 saniye kürleştirilen metal numunelerde, ARI-0 değeri 4 numunede, ARI-1 değeri 5 numunede, ARI-2 değeri 2 numunede ve ARI-3 değeri 4 numunede gözlemlenmiştir.

Şekil 51

ARI Skoru Dağılım Grafiği



Hem seramik hem de metal numunelerde yapılan değerlendirmelerde, ARI skorlarının kürleme süresi ve yapıştırıcı türüne bağlı olarak değişiklik gösterdiği gözlemlenmektedir. Örneğin, Ivoclar yapıştırıcısı ile daha kısa kürleme sürelerinde ARI-2 değeri yüksek çıkarken, daha uzun kürleme sürelerinde ARI-0 ve ARI-1 değerleri öne çıkmaktadır. Transbond yapıştırıcısında ise kürleme süresi arttıkça ARI-0 ve ARI-1 değerlerinde artış gözlemlenmektedir. Metal numunelerde, Ivoclar yapıştırıcısı ile ARI-2 değeri daha sık görülürken, Transbond yapıştırıcısı ile ARI-3 değeri daha sık gözlemlenmiştir.

Braket türü (Seramik ve Metal), yapıştırıcı türü (Transbond ve Ivoclar) ve süre (3 s, 6 s ve 20 s) ile ARI skorları arasındaki ilişkinin anlamlı olup olmadığı ANOVA analizleri yapılarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar Tablo 12’de sunulmuştur.

Tablo 12
ARI Skorlarına Ait ANOVA Analizleri

ARI Skoru		ARI-0	ARI-1	ARI-2	ARI-3	p
Braket Türü	Seramik	23	21	11	5	<0,001*
	Metal	12	14	21	13	
Yapıştırıcı Türü	Transbond	19	22	9	10	0,258
	Ivoclar	16	13	23	8	
Süre	3 s	10	11	7	2	0,137
	6 s	6	6	13	5	
	20 s	19	18	12	11	
Oneway ANOVA test		*p<0,001				

Tablo incelendiğinde seramik braketlerin ARI-0 (23) ve ARI-1 (21) skorlarında daha yüksek sayılara sahip olduğu, metal braketlerin ise ARI-2 (21) ve ARI-3 (13) skorlarında daha yüksek sayılara sahip olduğu görülmektedir. Ayrıca, ANOVA analiz sonuçları, braket türünün ARI skorları üzerinde anlamlı bir etkisi olduğunu göstermektedir. p değeri 0,001’den küçük olduğu için, braket türü ve ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak elde edilen istatistiksel verilere göre yapıştırıcı türü ve süre ile anlamsal bir farklılık elde edilememiştir. Bu bulgular, farklı braket türlerinin ARI skorlarını etkileyebileceğini göstermekte olup, yapıştırıcı türü ve sürenin ARI skorları üzerinde etkisinin kullanılan braket türüne göre daha düşük olduğu göstermektedir.

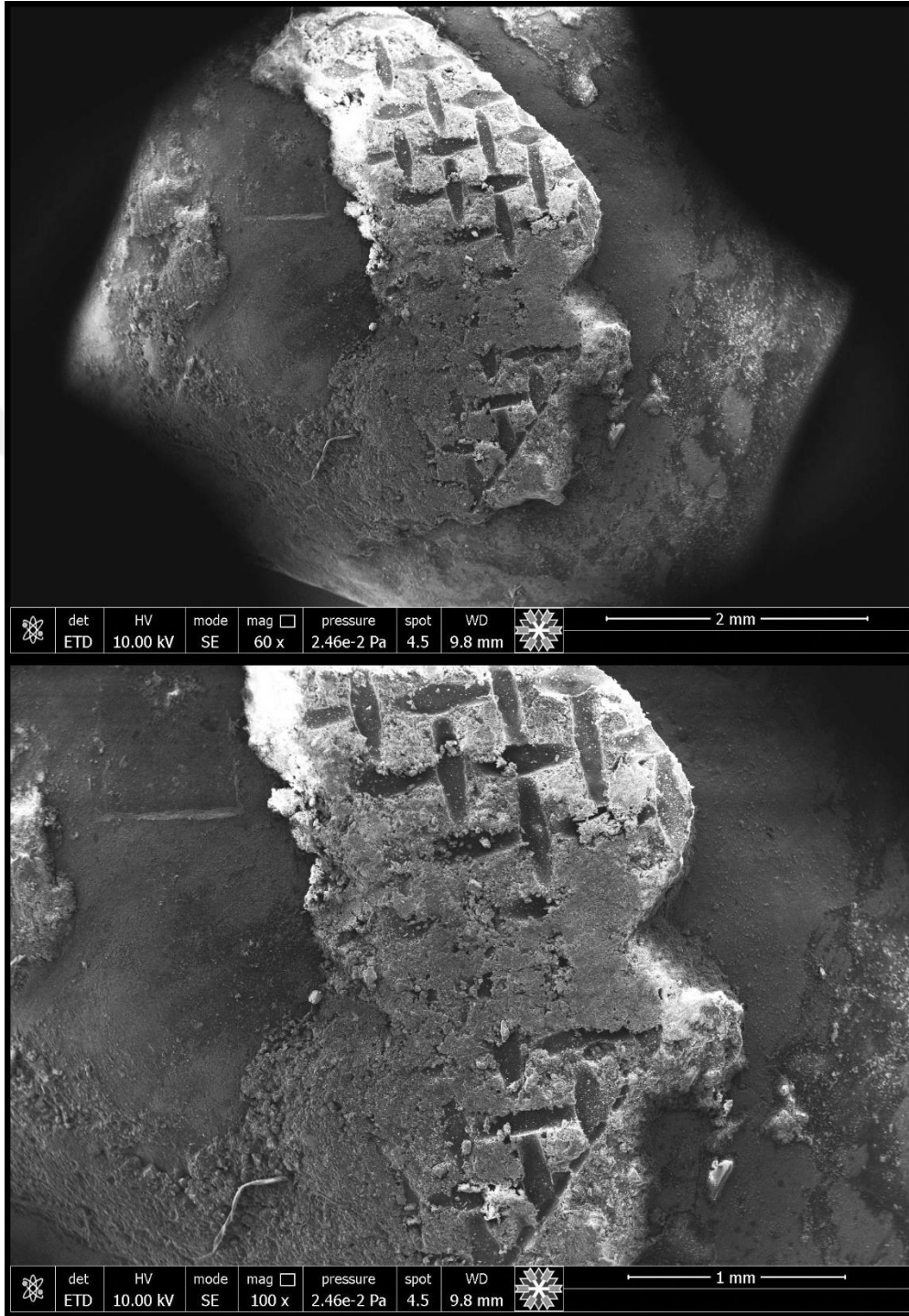
4.5. Mine Yüzeyinden Alınan SEM Görüntüleri

4.5.1. Metal Braket Gruplarına ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüleri

Metal braket grubunda transbond yapıştırıcı kullanılarak 6 saniye ve 20 saniye süre ile küreleştirilen numunelere ait SEM görüntüleri sırasıyla Şekil 52 ve Şekil 53’de sunulmuştur. Transbond 6 saniye küreleme süresine sahip olan numune ARI-2 skoruna sahip iken, 20 saniye küreleme süresine sahip olan numune ARI-1 skoruna sahiptir.

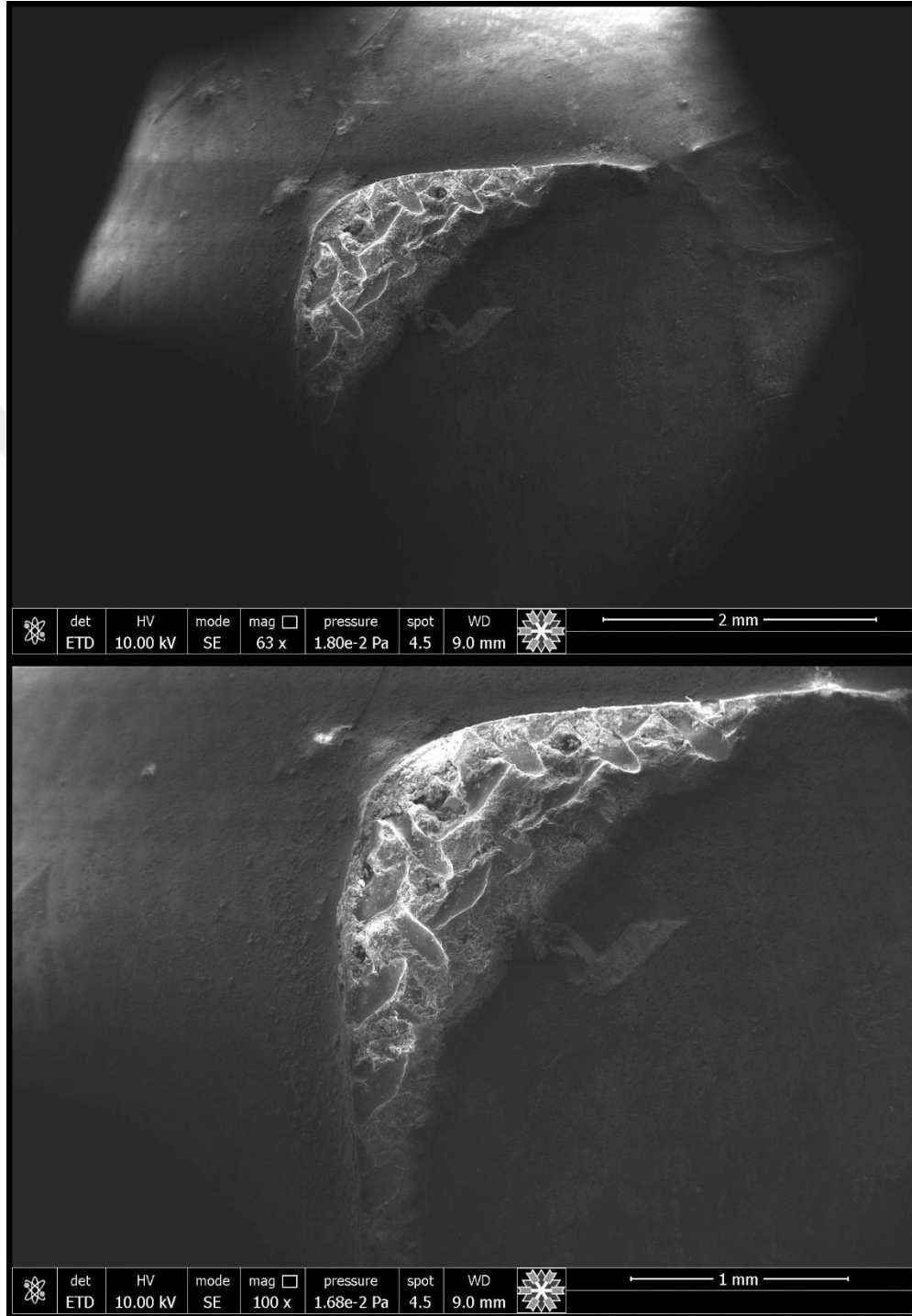
Şekil 52

Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 6 Saniye Kürleştirilen Metal Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü



Şekil 53

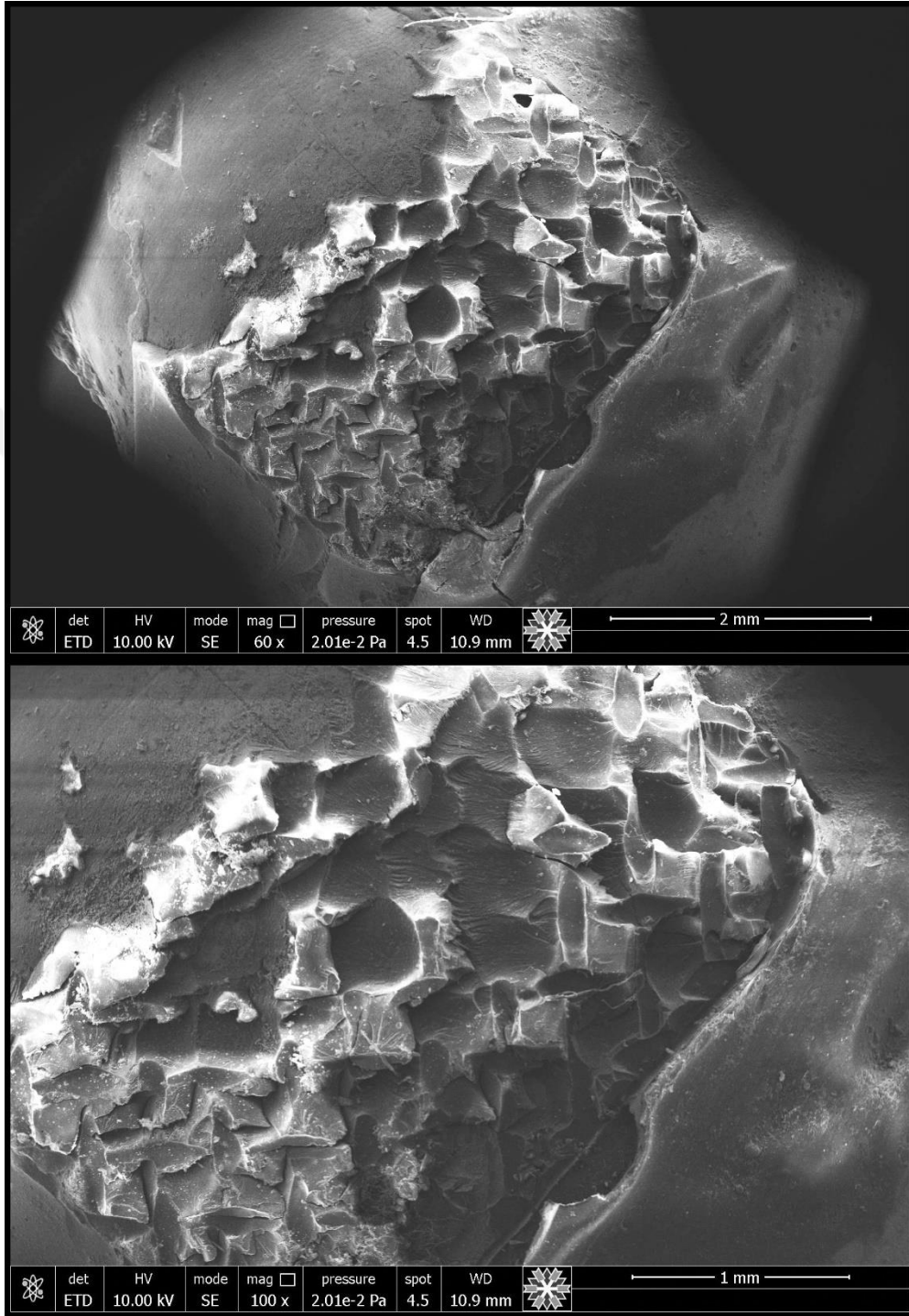
Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 20 Saniye Kürleştirilen Metal Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü



Metal braket grubunda ivoclar yapıştırıcı kullanılarak 6 saniye ve 20 saniye süre ile kürleştirilen numunelere ait SEM görüntüleri sırasıyla Şekil 54 ve Şekil 55’de sunulmuştur. Ivoclar 6 saniye ve 20 saniye kürleme süresine sahip olan numunelerin ARI-2 skoruna sahip olduğu gözlemlenmiştir.

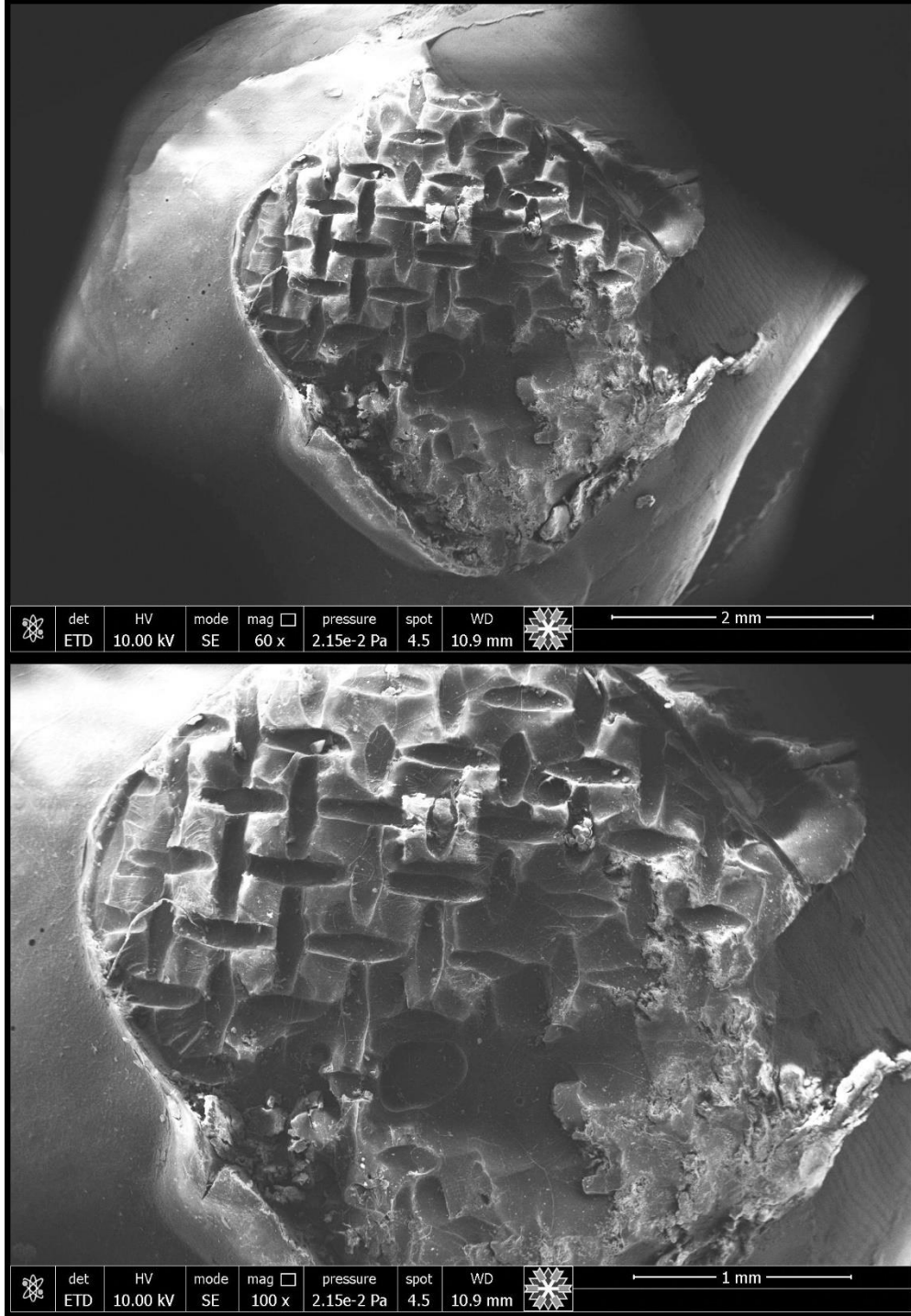
Şekil 54

Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 6 Saniye Kürleştirilen Metal Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü



Şekil 55

Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 20 Saniye Kürleştirilen Metal Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü

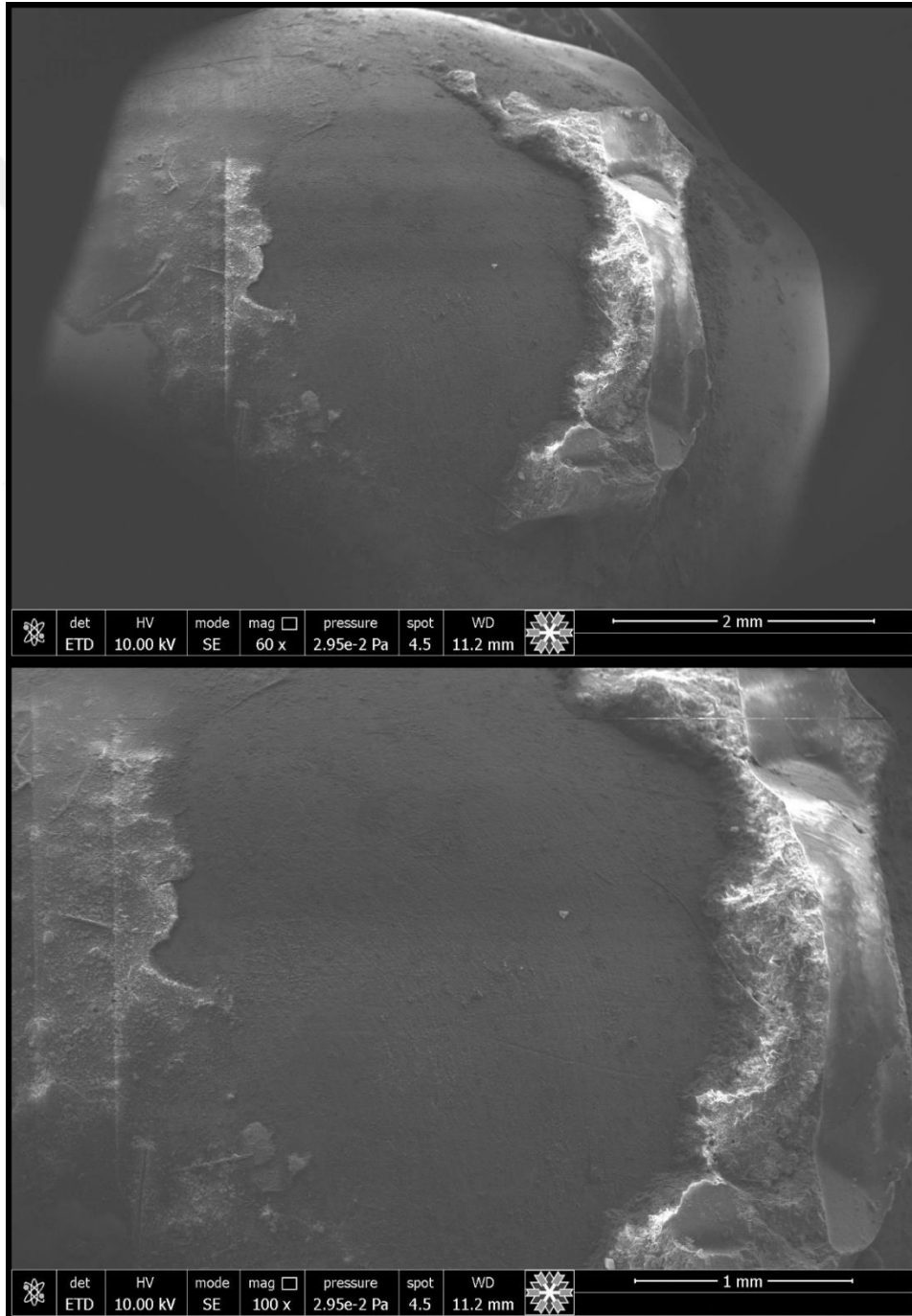


4.5.2. Seramik Braket Gruplarına ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüleri

Seramik braket grubunda transbond yapıştırıcı kullanılarak 3 saniye ve 20 saniye süre ile kürleştirilen numunelere ait SEM görüntüleri sırasıyla Şekil 56 ve Şekil 57’te sunulmuştur. Transbond 3 saniye kürleme süresine sahip olan numune ARI-1 skoruna sahip iken, 20 saniye kürleme süresine sahip olan numune ARI-0 skoruna sahiptir.

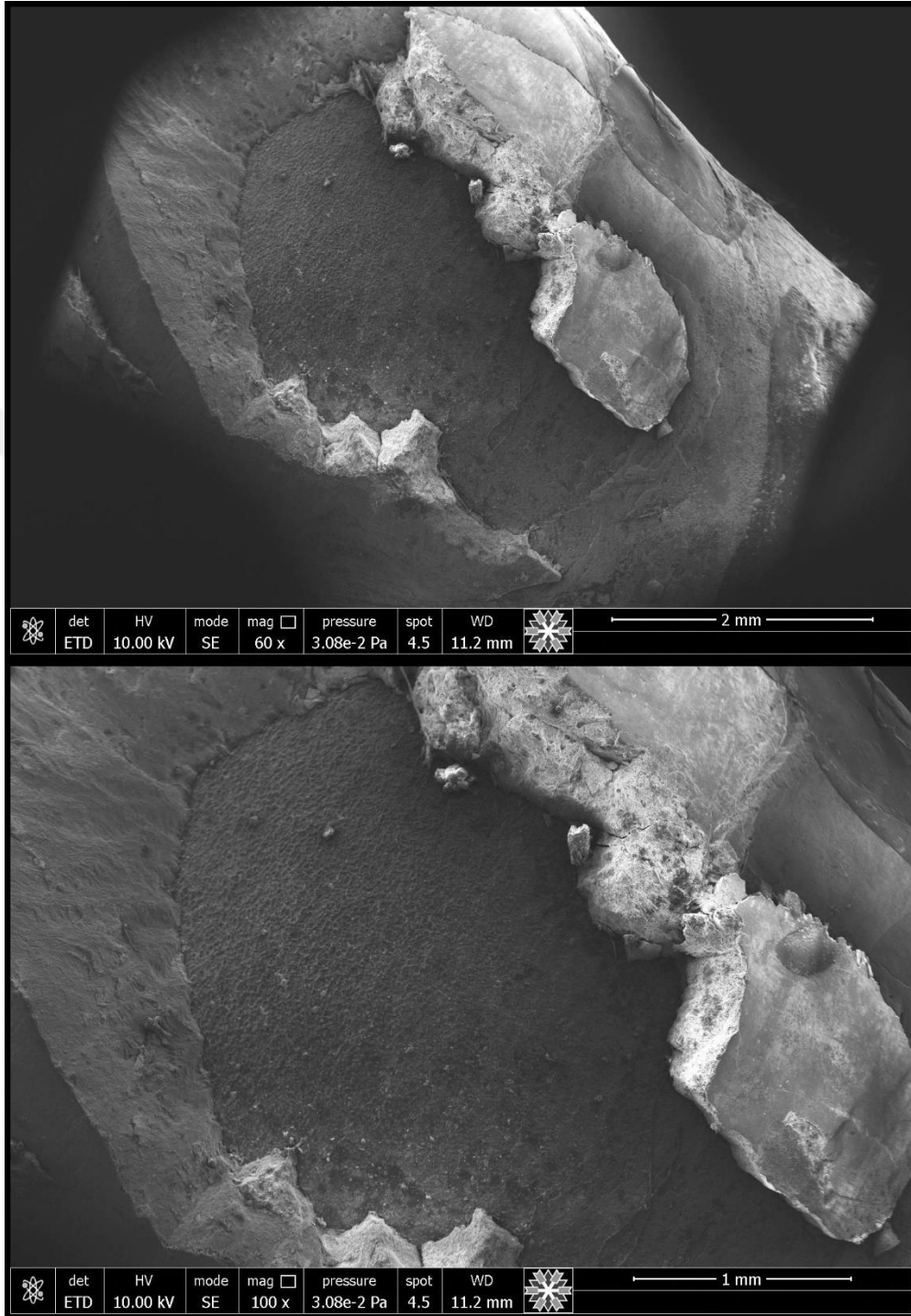
Şekil 56

Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 3 Saniye Kürleştirilen Seramik Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü



Şekil 57

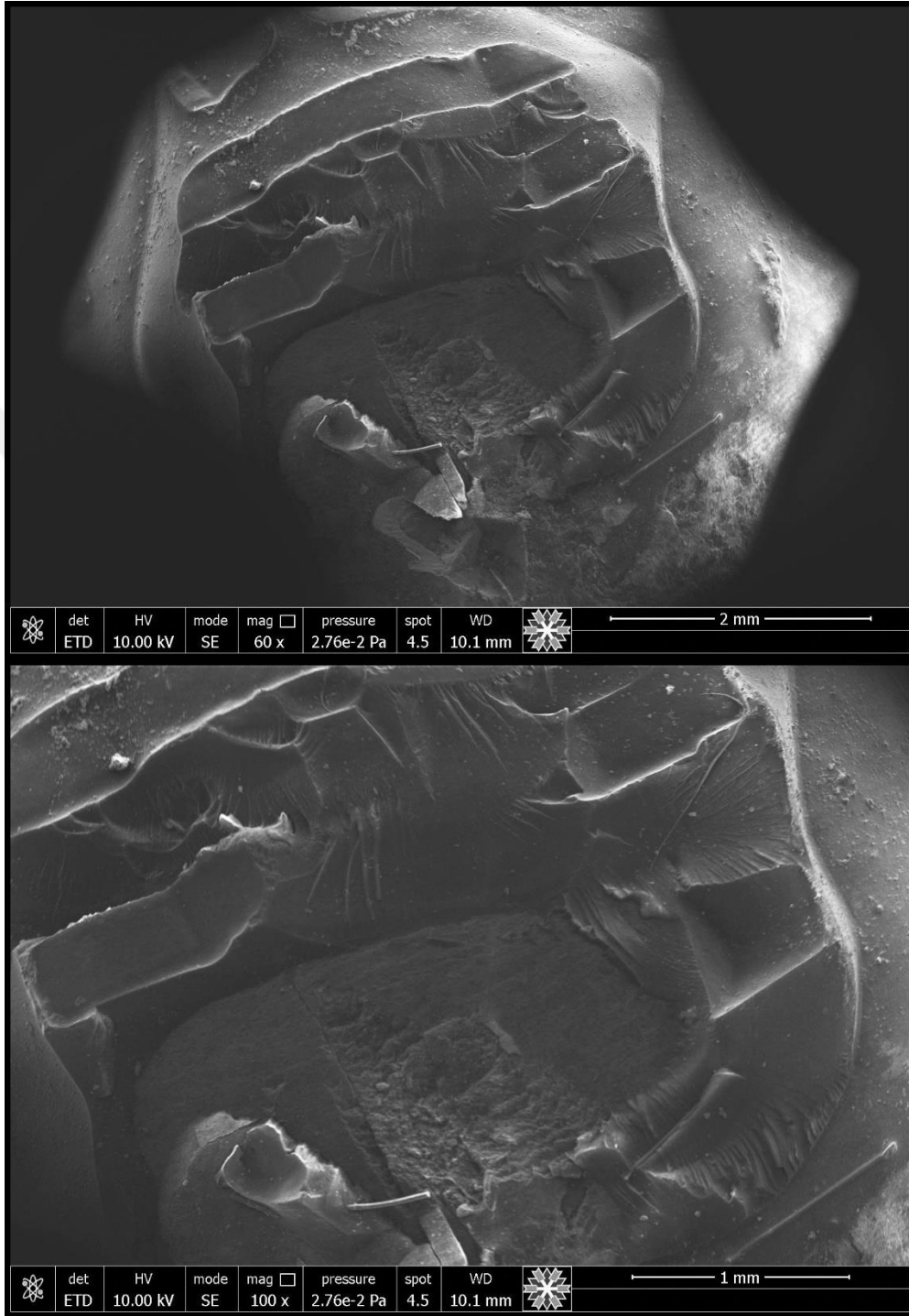
Transbond Yapıştırıcı Kullanılarak 20 Saniye Kürleştirilen Seramik Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü



Seramik braket grubunda ivoclar yapıştırıcı kullanılarak 3 saniye ve 20 saniye süre ile kürleştirilen numunelere ait SEM görüntüleri sırasıyla Şekil 58 ve Şekil 59’da sunulmuştur. Ivoclar 3 saniye kürleme süresine sahip olan numune ARI-2 skoruna sahip iken, 20 saniye kürleme süresine sahip olan numune ARI-3 skoruna sahiptir.

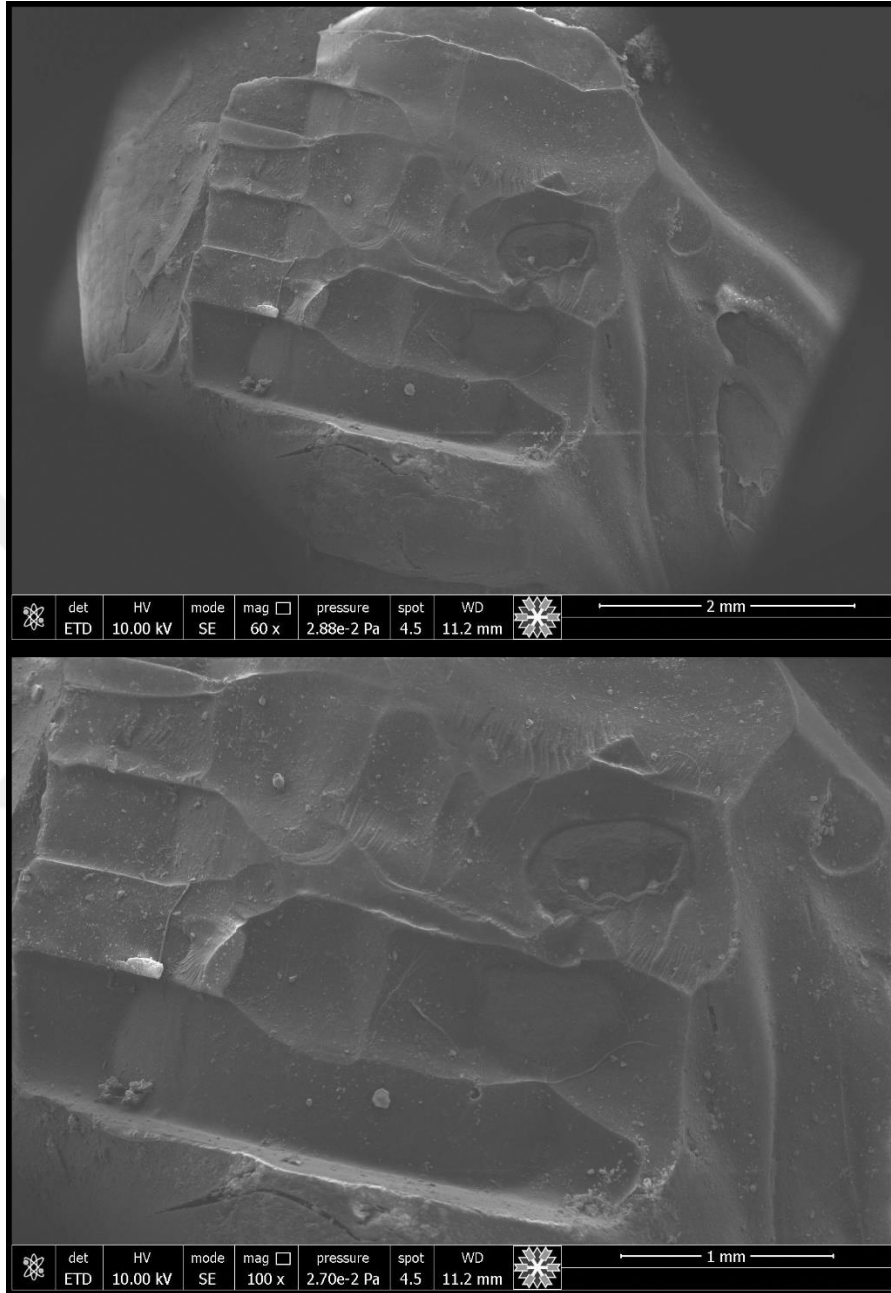
Şekil 58

Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 3 Saniye Kürleştirilen Seramik Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü



Şekil 59

Ivoclar Yapıştırıcı Kullanılarak 20 Saniye Kürleştirilen Seramik Numuneye Ait Mine Yüzeyi SEM Görüntüsü



BÖLÜM 5: TARTIŞMA

5.1. Amacın Tartışılması

Ortodontik tedavilerde kimyasal özellikleri farklılık gösteren birçok braket mevcuttur. Ancak genel itibariyle seramik, plastik ve metal olmak üzere 3 tipte üretilmektedir. Daha çok metal braketler kullanılmaktadır fakat gelişen teknoloji ve estetik materyaller ile birlikte ortodonti kliniğine başvuran erişkin hasta sayısında belirgin artış görülmüştür ve estetik braket kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (Gökalp vd., 2007).

Sabit ortodontik tedavilerde kuvvetler çeşitli yapıştırıcı sistemlerle dişlere yapıştırılan braketler aracılığı ile dişlere aktarılır. Işıklı polimerize olan konvansiyonel yapıştırıcılar, geleneksel yapıştırıcılara göre kullanım kolaylığı ve uzun çalışma zamanı sunmaktadır.

Sabit ortodontik tedavinin başarısında en önemli etken diş ve braket arasındaki bağlanma kuvvetinin gücüdür (Powers vd., 1997). Yapılan bir araştırmada bu bağlanma gücünün 6 ile 8 MPa arasında olması gerektiğini belirtilmiştir (Reynolds, 1975). Aynı zamanda bağlanma kuvvetinin 13 MPa dan daha büyük olması halinde ise braketler çıkartılırken mine yüzeyinde hasar oluşabileceği bildirilmiştir (Reynolds, 1975).

Literatür incelendiğinde genellikle metal ve porselen braketler üzerinde shear bond çalışmaları yapılmıştır (Bishara, Ajlouni, vd., 2002a; Carpena Lopes vd., 2002; Pithon vd., 2007). Bu çalışmalar genellikle bağlanma için gerekli ve ayrılma için mineye zarar vermeyen optimum değerler sınırında kalmayı hedeflemiştir. Porselen ve metal braketlerin bonding sürecinde ışık geçirgenliğinin farklı olmasından dolayı polimerizasyonunun farklı gerçekleşeceği düşünülmektedir. Ancak çağdaş klinik ortodonti bağlamında polimerizasyon için yalnızca yüksek dalga boylu ışığın kullanımına odaklanan spesifik çalışmalar hala sınırlıdır (Ulker vd., 2009; Zamzam vd., 2023).

Bu çalışmanın amacı, yüksek dalga boylu ışık cihazlarının farklı ortodontik braketler ve yapıştırıcılar ile uyumunu değerlendirerek bağlanma dayanımını incelemektir. Bu amaca yönelik olarak, hekimlerin klinikte hasta başında geçirdiği zamanı kısaltmak hedeflenmiştir. Bu bağlamda, çalışmanın amacı oldukça güncel ve önemlidir, çünkü ortodontik tedavilerde kullanılan yapıştırıcı ve ışık cihazlarının etkinliği, tedavi süresini ve başarısını doğrudan etkilemektedir. Ancak, çalışmanın amacı belirlenirken, farklı ışık cihazlarının ve yapıştırıcıların sadece bağlanma dayanımına değil, aynı zamanda uzun vadeli kullanım sonuçlarına ve hasta konforuna olan etkilerine de odaklanılması gerektiği tartışılabilir.

5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmada, %95 güven düzeyi ve %80 test gücü ile her biri 15 örnekten oluşan toplam 120 küçük azı dişi kullanılmıştır. Çalışma grupları, farklı braket yapıştırıcı ve polimerizasyon süreleri kombinasyonlarından oluşan 8 gruptan meydana gelmiştir. Bu yöntem, çalışma sonuçlarının istatistiksel olarak anlamlı olmasını sağlar. Ancak, dişlerin yalnızca belirli kriterlere göre seçilmesi ve timol solüsyonunda saklanması, çalışmanın genellenebilirliğini sınırlayabilir. Ayrıca, kullanılan dişlerin bakteri ürememesi için saklanması ve uygun şekilde hazırlanması, bulguların güvenilirliğini artırırken, bu prosedürlerin gerçek klinik ortamda her zaman uygulanamayabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmada kullanılacak olan 120 adet küçük azı dişi; ortodontik amaçlı veya periodontal problemler nedeniyle çekilmiş olmasına, herhangi bir çürük, dolgu ya da kırık bulunmamasına, düzgün bir bukkal yüzeye sahip olmasına ve kimyasal ajanlara maruz kalmamış olmasına göre belirlenmiştir.

Bağlanma dayanıklılığı testleri; kesici dişler, köpek dişleri ve büyük azı dişleri kullanılarak da yapılır ve genellikle küçük azı dişleri kullanılır (Hobson vd., 2001; Manzo vd., 2004). Öztürk vd. (2008) tarafından yapılan bir çalışmada, aynı tipteki alt ve üst dişlerin bağlanma dayanıklılığı arasında anlamlı fark bulurken, Linklater ve Gordon (2003) anlamlı fark bulamamıştır. Aynı tipteki alt ve üst dişlerin aynı grup içerisinde birlikte kullanıldığı birçok çalışma da literatürde mevcuttur (Bishara, Vonwald, vd., 1998; Katona, 1997). Bizim çalışmamızda da alt ve üst küçük azı dişleri aynı grup içerisinde birlikte kullanılmıştır.

İn vitro araştırmalarda, numunelerin dehidrate olmaması, minenin yapısının bozulmaması ve bakteriyel infiltrasyonun olmaması için çekilen dişlerin araştırmada kullanılabileceği kadar distile su veya salin solüsyonları içinde saklanması gerekir. Solüsyonlar genelde ayda bir değiştirilmektedir. Birçok araştırmada, dişler timol (Cacciafesta vd., 2002, 2003; Sfondrini vd., 2004), salin (Sorel vd., 2002), kloramin T (Dorminey vd., 2003) veya oda sıcaklığında su (Buyukyılmaz vd., 2003) gibi solüsyonların içerisinde bekletilmiştir. Çalışmamızda bu amaçla %0,1'lik Timol solüsyonu kullanılmıştır.

Literatür incelemelerinde, adezivlerin dayanıklılığını değerlendirmek için en sık kullanılan testler çekme ve makaslama tipi yapışma dayanıklılığı testleridir (Shimada vd., 2002). Çalışmamızda, braketlerin bağlanma dayanımını ölçmek için makaslama testi uygulanmıştır.

Kullanılan ışık cihazının gücü ve süresi, asit konsantrasyonu ve tipi, asitleme süresi, adezivin içeriği, yapıştırılan yüzey (mine ya da porselen), braketin tipi gibi birçok faktör test sonuçlarını etkiler (Bishara vd., 2005). Çalışmamızda, farklı ışık cihazı gücü ve süresinin, farklı adeziv tipi kullanılarak yapıştırılan metal ve porselen braketlerin yapışma dayanıklılığına etkisi incelenmiştir.

Makaslama testlerinin standart bir şekilde yapılabilmesi, kuvvetin brakete doğru bir şekilde uygulanması için cihazda sabitlemek amacıyla birçok çalışmada akrilik bloklar kullanılmıştır (Bishara vd., 2001a, 2004; Bishara, Gordan, vd., 1998; Webster vd., 2001). Çalışmamızda da dişler uzun aksları kalıpların tabanına dik olacak şekilde akrilik bloklara yerleştirilmiştir.

Adeziv penetrasyonunu olumsuz etkilediği için mine yüzeyindeki artıkları uzaklaştırmak amacıyla, kıl fırça kullanılarak ve flor içermeyen patlar ile mine yüzeyinin temizlenmesi tercih edilen bir yöntemdir. (Vicente vd., 2005) olduğu gibi bizim çalışmamızda da bu yöntem kullanılmıştır.

Mine yüzeyinde rezinin penetre olabilmesi ve mekanik bağlantı için asit ile pürüzlendirme işlemi yapılır. Ortodontide makaslama testlerinin yapıldığı in vitro çalışmaların çoğunda, %35- %37 konsantrasyonlarında fosforik asit kullanılmıştır. Literatürde 15 s – 60 s arasında asit uygulama süreleri mevcuttur (Aljubouri vd., 2003; Bishara vd., 1999; Bishara, Laffoon, vd., 2002; Buyukyılmaz vd., 2003; Cacciafesta vd., 2002, 2003). Çalışmamızda %37'lik fosforik asit 30 saniye uygulanmıştır. Çalışmamızda, Orto Sistem firmasına ait, paslanmaz çelik Roth Sistem Mini Master (Orto Sistem, American Orthodontics, USA) üst küçük azı braketleri ve 3M Unitek firmasına ait, seramik, Clarity Advanced (3M Unitek, USA) üst küçük azı braketleri kullanıldı. Yapıştırıcı olarak Transbond XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek, USA) ile Transbond XT (3M Unitek, USA) kompozit ve Tetric N-Bond Universal ViVaPen (Ivoclar Vivadent) ile Heliosit Orthodontic (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) kullanıldı. Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması işlemleri üretici firmaların talimatları doğrultusunda yapıldı.

Işık kaynağı olarak önceki yıllarda yapılan birçok çalışmada halojen ışık cihazları kullanılmıştır (Selim Arici vd., 2005; Buyukyılmaz vd., 2003). Fakat LED ışık cihazlarının kullanımının artması sebebiyle, son yıllarda yapılan in vitro çalışmalarda LED ışık cihazları daha çok tercih edilmektedir (Soderquist vd., 2006). Çalışmamızda LED ışık cihazı standart güç (1000 mW/cm²) modu ile 20 s ve ekstra güçlendirilmiş (3200 mW/cm²) mod ile 2 × 3 s olmak üzere iki ayrı modda polimerize edilmiştir.

Termal siklus uygulaması; ağız içerisinde meydana gelen ısı değişimlerini taklit etmek amacıyla, in vitro koşullarda, örneklerin belirli derecelerde yüksek ve düşük ısılara maruz bırakılmasıdır. Örnekler ısıları 5°C ve 55°C arasında değişen sıcak su banyolarında bekletilme süreleri 10 s, 20 s, 30 s, 60 s ve 120 s arasında farklılık göstermektedir. Tercih edilen tur sayısı ise 1- 1.000.000 arasında değişmektedir (Türkün ve Ergücü, 2004). Çalışmamızda 24 saat distile suda bekletilen örneklere 5°C ve 55°C ısı banyolarında 10.000 (1 yıla denk gelen süre) tur termal siklus uygulanmıştır.

Braketler koptuktan sonra diş yüzeyinde kalan adeziv miktarını değerlendirmek amacıyla (Årtun ve Bergland, 1984) ve (Olsen vd., 1997) tarafından tanıtılan iki indeks kullanılır. (Årtun ve Bergland, 1984) tarafından tanıtılan indekste değerler 0, diş üzerinde hiç yapıştırıcı yok; 1, yapıştırıcının %0'ı ile %50'si arası diş üzerinde; 2, yapıştırıcının %50'si ile %100'ü arası diş üzerinde; 3, yapıştırıcının tamamı diş üzerinde olacak şekilde 0-3 arasında, (Olsen vd., 1997) tarafından tanıtılan indekste 1, yapıştırıcının tamamı diş üzerinde; 2, yapıştırıcının %100'ü ile %90'ı arası diş üzerinde; 3, yapıştırıcının %90'ı ile %10'u arası diş üzerinde; 4, yapıştırıcının %10'u ile %0'ı arası diş üzerinde; 5, diş üzerinde hiç yapıştırıcı yok şeklinde skorlar 1-5 arasında değişmektedir. (Montasser ve Drummond, 2009), ARI Skorlamasının farklı büyütmelelerde aynı sonuçlar verip vermediği test edilmiş; sonuçlarına göre çıplak gözle, X10 ve X20 büyütmelelerde farklı değerlendirme sonuçları elde edildiği belirtilmiştir. Çalışmamızda yapıştırıcı artıkların incelenmesi ışık mikroskopuyla X20 büyütmede yapılmıştır, (Årtun ve Bergland, 1984) tarafından oluşturulan indekse göre değerlendirilmiştir.

Kompozitlerin mikro-sertliklerinin incelenmesinde en çok kullanılan mikro-sertlik testlerinden birisinin Vickers mikro-sertlik testi olduğu bulunmuştur (Cekic-Nagas vd., 2010; David vd., 2007; Topcu vd., 2010). Çalışmamızda diğer sertlik testlerine nazaran daha güvenilir sonuçlar vermesinden dolayı Vickers mikro-sertlik testi tercih edilmiştir (Smith ve Sandly, 1922).

5.3. Bulguların Tartışılması

Çalışmada elde edilen bulgular, farklı yapıştırıcı ve polimerizasyon sürelerinin braketlerin bağlanma dayanımı ve mikrosertlik üzerine önemli etkileri olduğunu göstermiştir. Transbond ve Ivoclar yapıştırıcılarının kullanımıyla daha uzun uygulama sürelerinin genellikle daha yüksek sertlik değerlerine yol açtığı görülmüştür. Ayrıca, metal ve seramik braketler için yapılan testlerde Transbond yapıştırıcının genellikle daha yüksek bağlanma kuvvetleri sağladığı belirlenmiştir. Bu bulgular, daha uzun polimerizasyon sürelerinin yapıştırıcı performansını artırabileceğini ve farklı yapıştırıcı türlerinin farklı ortodontik ihtiyaçlar için optimize

edilebileceğini göstermektedir. Ancak, bu sonuçların klinik pratikte nasıl uygulanacağı ve hasta üzerindeki etkileri konusunda daha fazla araştırma yapılması gerektiği de tartışılmalıdır. Bu bölümde, elde edilen sonuçlar literatürdeki mevcut bulgularla karşılaştırılarak yorumlanmış ve çalışmanın sınırlamaları, uygulamadaki önemi tartışılmıştır.

5.3.1. Sertlik Testi Bulgularının Tartışılması

Sertlik testi, malzemelerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Bu test, bir malzemenin daha sert bir malzeme tarafından çizilme, batma ve diğer şekil değişikliklerine karşı gösterdiği direnci ölçer. Sertlik testleri, ortodontik braketler ve diğer dental materyallerin dayanıklılığını ve kullanım süresini belirlemek için oldukça önemlidir. Ortodontide kullanılan malzemelerin sertliğini araştıran bir dizi çalışma vardır. Chandel vd., (2020) paslanmaz çelik ortodontik tellerin en yüksek mikrosertliğe sahip olduğunu bulurken, Alavi ve Kachuie, (2017) ise çalışmasında paslanmaz çelik tellerin en yüksek Vickers mikrosertliğine sahip olduğunu belirtmiştir. Domagała vd., (2021) ortodontik cihazlarda kullanılan polimerik malzemelerin sertliğini ve aşınmasını karşılaştırmış ve Shore sertliğinin malzeme performansını belirlemede önemli bir faktör olduğunu bulmuştur. Larmour ve Chadwick, (1995) bağ açıcı bir maddenin ortodontik reçinelerin yüzey mikrosertliği üzerindeki etkilerini araştırmış ve uygulamadan sonra sertlikte bir azalmaya dikkat çekmiştir. Bu çalışmalar toplu olarak ortodontik tedavide malzeme sertliğinin önemini vurgulamaktadır.

Vickers sertlik testi, geniş bir yük aralığında uygulanabilir ve bu nedenle hem mikro hem de makro sertlik ölçümleri için uygundur. Bir dizi çalışma Vickers sertliği, braketlerin bağlanma mukavemeti arasındaki ilişkiyi araştırmıştır. Elsaka, (2016), yüzey işleminin her iki braket tipinin bağlanma mukavemetini önemli ölçüde etkilediğini ve silika kaplamanın yapışmayı arttırdığını bulmuştur. Ali vd., (2012) plastik braketlerin Vickers sertliği dahil özelliklerini değerlendirmiş ve mineye yeterli bağlanma sergilediklerini bulmuştur. Bu çalışmalar, braketler ve dişler arasında güçlü yapışmanın sağlanmasında yüzey işleminin ve braket sertliğinin önemini topluca vurgulamaktadır.

Dental uygulamalarda çeşitli yapıştırıcıların bağlanma mukavemetini artırma yönünde yapılan çalışmalarda, Doucet vd., (2008), tek bağ adeziv sisteminin diş seramiğine yapışmasını değerlendirmek için Vickers indenter metodolojisini kullanmış ve yüzey işleminin bağlanma mukavemetini önemli ölçüde etkilediğini bulmuştur. López Fernández vd., (2004), mine üzerindeki farklı adeziv yöntemlerin mukavemetini Transbond MIP ve en yüksek bağlanma mukavemetini gösteren tek adımlı adeziv ile karşılaştırmıştır. Morais vd., (2016), farklı

malzemelerle yapıştırılan braketlerin bağlanma mukavemetini değerlendirmiş ve ışıkla sertleşen geleneksel reçinelerin nano dolgulu malzemelere göre daha yüksek dirence sahip olduğunu bulmuştur.

Diş materyallerinin sertliğinin artması, tedavi sırasında ve sonrasında daha dayanıklı ve uzun ömürlü sonuçlar elde edilmesine katkıda bulunabilir. Ancak, aşırı sertlik, özellikle hasta konforu açısından bazı olumsuz sonuçlar doğurabilir. Örneğin, çok sert yapışkanlar, diş yüzeyine zarar verebilir veya braketlerin çıkarılması sırasında zorluklar yaşanmasına neden olabilir. Bu nedenle, optimum polimerizasyon süresi ve uygun yapıştırıcı seçimi, hem tedavi etkinliğini artırmak hem de hasta konforunu korumak açısından dikkatlice değerlendirilmelidir.

Tezde elde edilen verilere göre sertlik bulguları, farklı yapıştırıcılar ve polimerizasyon sürelerinin diş materyallerinin sertliği üzerinde önemli etkilerinin olduğunu ortaya koymaktadır. Vickers sertlik ölçme yöntemi kullanılarak yapılan testlerde, Transbond ve Ivoclar yapıştırıcıların daha uzun polimerizasyon sürelerinde (20 saniye), daha yüksek sertlik değerleri sağladığı tespit edilmiştir. Polimerizasyon süresi uzatıldığı zaman yapışkanın daha homojen ve yoğun bir yapı oluşturmasını sağladığını göstermektedir. Örneğin, Transbond yapıştırıcısı ile hazırlanan numunelerin sertlik değerleri, Ivoclar grubuna göre daha yüksek çıkmıştır. Bu bulgu, Transbond yapıştırıcısının daha yüksek mekanik dayanıklılığa sahip olduğunu göstermektedir.

5.3.2. Yüzey pürüzlülüğü Bulgularının Tartışılması

Yüzey pürüzlülüğü, ortodontik braketlerin yapıştırıldığı mine yüzeyinin pürüzlülüğünü ifade eder. Pürüzlü yüzeyler, yapışma kuvvetini artırarak braketlerin daha güvenli bir şekilde yapışmasını sağlar. Bu nedenle, yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, farklı pürüzlendirme tekniklerinin etkinliğini değerlendirmek için kullanılır. Asitle pürüzlendirme, alümina ile pürüzlendirme ve lazer ile pürüzlendirme gibi farklı yöntemler, mine yüzeyinin pürüzlülüğünü artırarak yapışma kuvvetini optimize eder. Bu yöntemlerin her birinin avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Örneğin, asitle pürüzlendirme yöntemi, hızlı ve etkili bir pürüzlendirme sağlar ancak mine yüzeyine zarar verme potansiyeli taşır. Alümina ile pürüzlendirme daha kontrollü bir yüzey oluştururken, lazer ile pürüzlendirme yüksek maliyet ve karmaşık ekipman gereksinimi gibi dezavantajlara sahiptir.

Mine yüzeyi üzerindeki etkilerine odaklanarak farklı diş aşındırma teknikleri ile yapılan çalışmalarda, İsmail vd., (2015) hem geleneksel asitle aşındırma hem de Er:Cr;YSSG lazerle aşındırmanın ortodontik molar tüplerin yapıştırılmasında etkili olabileceğini bulmuştur.

Blomlöf vd., (1999), asitleyicilerin, özellikle dentin üzerindeki EDTA ve mine üzerindeki fosforik asit kombinasyonunun, diş boşluklarındaki tutma yapılarını optimize edebileceğini ileri sürmüştür. Jumanca vd., (2018), diş minesinin demineralizasyonunda en etkili materyaller olarak bir dakika süreyle %35 ortofosforik asit ve iki dakika süreyle Icon Etch'i tanımladı. Castagnola vd., (1975), özellikle %37-50 konsantrasyonunda fosforik asit ile mine aşındırmasının faydalarını vurguladı. Bu çalışmalar toplu olarak, bir teknik seçerken diş aşındırma işleminin özel bağlamını ve hedeflerini dikkate almanın önemini vurgulamaktadır.

Yüzey pürüzlülüğü, braketlerin yapışma kalitesini doğrudan etkileyen ve kopma sonrası diş yüzeyine verilen zarar açısından önemli bir faktördür. Thawaba vd., (2023) tarafından yapılan bir çalışmada Transbond yapıştırıcının çıkarılmasıyla genellikle diğer yapıştırıcılara kıyasla daha pürüzsüz bir mine yüzeyi elde edilmiştir; bu da daha az mine hasarı olduğunu gösterir. Krivková vd., (2023) tarafından yapılan bir çalışmada Transbond XT'nin mine yüzeyinde daha az kompozit kalıntısı bıraktığı gözlemlenmiş olup, bu da sonrasında daha pürüzsüz bir yüzey elde edilmesine katkıda bulunduğu gözlemlenmiştir. Hızlandırılmış yaşlanmanın, Transbond Lingual Retainer gibi ışıkla sertleşen tutucu yapıştırıcıların yüzey mikro sertliğini ve pürüzlülüğünü arttırdığı bulunmuştur (Ramoglu vd., 2008). Bu bulgular, yapıştırıcı seçiminin ve çıkarma yönteminin, emaye yüzeylerinin pürüzlülüğünde önemli bir rol oynayabileceğini göstermektedir.

Tezde elde edilen pürüzlülük bulguları, yapıştırıcı ve polimerizasyon sürelerinin diş yüzey pürüzlülüğü üzerinde önemli etkilerinin olduğunu göstermektedir. Örneğin, Transbond yapıştırıcı kullanılarak 6 saniye kürleme süresi ile metal braketlere ait yüzey pürüzlülüğü incelendiğinde, yapıştırma işlemi sonrasında pürüzlülük değerlerinde belirgin bir artış gözlemlenmiştir. Benzer şekilde, Ivoclar yapıştırıcı kullanılarak 6 saniye kürleme süresi ile elde edilen metal braketlerde de yapıştırma işlemi sonrası yüzey pürüzlülüklerinin önemli ölçüde arttığı belirlenmiştir.

Bu bulgulara göre, yapıştırıcıların ve polimerizasyon sürelerinin diş yüzeyine yapışma kalitesini ve dolayısıyla tedavi başarısını etkilediğini göstermektedir. (Puthiyapurayil vd., 2024) tarafından yapılan bir çalışmada daha uzun polimerizasyon süreleri genellikle daha yüksek kesme bağ kuvvetine ve daha düşük mikrosızıntıya yol açar. Bununla birlikte, polimerizasyon için kullanılan ışık kaynağının türü de bu özellikleri etkileyebilir; argon lazerleri ve yüksek güçlü LED üniteleri özellikle etkilidir (Eliades, 2010). Bu nedenle ortodontide optimum adeziv performansı elde etmede polimerizasyon süresi ile ışık kaynağı

arasındaki denge çok önemlidir. Ancak, yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerindeki artışın, diş yüzeyinin temizlenmesi ve estetik açıdan olumsuz etkiler yaratabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. Özellikle, yüksek pürüzlülük değerleri, plak birikimini artırarak diş çürümeleri ve periodontal hastalık riskini yükseltebilir. Bu nedenle, klinik uygulamalarda, uygun yapıştırıcı ve polimerizasyon süresi seçiminin hem tedavi başarısını artırmak hem de olumsuz yan etkileri en aza indirmek için kritik öneme sahip olduğu sonucuna varılabilir

5.3.3. Bağlanma Dayanım Testi Bulgularının Tartışılması

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi, malzemelerin uygulanan kuvvet altında gösterdiği direnç seviyesini ölçmek için kullanılır. Bu test, özellikle ortodontik braketlerin dayanıklılığını belirlemek için önemlidir. Farklı yapıştırıcılarla yapıştırılan ortodontik braketlerin bağlanma mukavemetini araştıran çalışmalar bulunmaktadır. Vilchis vd., (2009), Transbond Plus ve Transbond XT dahil olmak üzere birçok yapıştırıcının, geleneksel yapıştırıcılardan daha yüksek bağlanma mukavemeti sağladığını bulmuştur. Shaik vd., (2018), Transbond Plus ve Transbond XT materyalleri arasında yaptığı çalışmada Transbond Plus'ın özellikle tükürük varlığında Transbond XT'ye kıyasla daha üstün bağlanma gücüne sahip olduğu sonucuna varmıştır. Sharma vd., (2014) dört farklı yapıştırıcıyı karşılaştırdı ve hepsinin önerilen bağlanma mukavemetini aştığını, Transbond XT ve Transbond Plus'ın iyi performans gösterdiğini buldu. Sunna ve Rock, (1999) ayrıca Transbond'un Right-On yapıştırıcıya kıyasla bağ mukavemetinde önemli bir artış sağladığını buldu. Bu çalışmalar toplu olarak Transbond ve Ivoclar yapıştırıcıların, özellikle de Transbond Plus'ın ortodontik braketlerin yapıştırılmasında etkili olduğunu göstermektedir. Sfondrini vd., (2011) tarafından yapılan bir çalışmada Transbond XT ve Ivoclar yapıştırıcısı ile yapıştırılan ortodontik braketlerin bağlanma mukavemeti değerlendirilmiştir. Sonuçlar, Transbond XT'nin Ivoclar'ın yapıştırıcısına kıyasla daha yüksek mukavemet değerlerine sahip olduğunu göstermiştir. Bizim çalışmamızda ise Transbond yapıştırıcısının hem metal hem de seramik braketlerde Ivoclar yapıştırıcısına göre daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığı görülmüştür. Transbond yapıştırıcısının daha uzun kürleme sürelerinde daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olması, bu yapıştırıcının daha etkin bir polimerizasyon süreci geçirdiğini ve dolayısıyla daha güçlü bir bağlanma sağladığını göstermektedir. Ivoclar yapıştırıcısı ise, metal braketlerde kabul edilebilir bir performans sergilemekle birlikte, seramik braketlerde beklenenden daha düşük bir bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu sonuçlara göre, klinik uygulamalarda, özellikle metal braketlerin yapıştırılmasında Transbond yapıştırıcısının tercih edilmesi gerektiğini, ancak seramik braketler için yapıştırıcı seçiminde dikkatli olunması gerektiğini göstermektedir. Ayrıca,

kürleme süresinin optimizasyonu, bağlanma dayanımını artırmak için önemli bir faktördür. Daha uzun kürleme sürelerinin, yapıştırıcıların performansını iyileştirdiği ve daha güçlü bir bağlanma sağladığı bu çalışmada açıkça ortaya konulmuştur.

Braketlerin bağlanma dayanımlarını hem in vivo hem de in vitro olarak ölçmek mümkündür. Murray ve Hobson (2003) tarafından yapılan çalışmada, bu iki ölçüm türü arasında kuvvet değerleri açısından fark olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmada in vivo koşullarda iki ortodontik yapıştırıcı (Transbond ve Heliosit) arasındaki bağlanma dayanımı incelenmiştir. İn vivo koşullarda her iki yapıştırıcının da bağlanma dayanımı, in vitro koşullara göre daha düşük bulunmuştur. Transbond'un dayanımı 4 haftada azalırken, 8 ve 12 haftada sabit kalmış; Heliosit'in dayanımı ise 4 ve 8 haftada azalmış, 12 haftada hafifçe artmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, in vitro yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı ortalama 9,78 MPa olarak bulunurken, in vivo yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı ortalama 14,34 MPa olarak ölçülmüştür (Murray ve Hobson, 2003). Bu tez çalışmasında in vitro ile yapılan ortodontik veya periodontal sorunlar nedeniyle çekilmiş, çürük, dolgu veya kırık olmayan ve düzgün bir bukkal yüzeye sahip küçük azı dişleri örnek olarak kullanılmıştır. Bağlanma dayanıklılığı testlerinde bu dişler üzerinde yapılan ölçümlerde, Transbond yapıştırıcısının daha yüksek bağlanma kuvvetleri sağladığı belirlenmiştir. Dişler %0.1'lik timol solüsyonu içerisinde saklanmış ve makaslama testi ile braketlerin bağlanma dayanımı ölçülmüştür. Transbond yapıştırıcı kullanılarak 3 saniye kürleştirilen metal braketlerde ortalama bağlanma kuvveti 1055 MPa iken, 20 saniye kürleştirilen numunelerde bu değer 1545 MPa olarak ölçülmüştür. Seramik braketlerde ise Transbond yapıştırıcı ile 3 saniye kürleştirilen numunelerde ortalama bağlanma kuvveti 1382 MPa, 20 saniye kürleştirilen numunelerde ise 1984 MPa olarak tespit edilmiştir. Sonuç olarak, Transbond ve Ivoclar yapıştırıcılarının daha uzun polimerizasyon sürelerinde (20 saniye) daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığı tespit edilmiştir.

Dental restorasyon yüzeylerine braket yapıştırma gerekliliği sıkça karşılaşılan bir durumdur ve bu bağlamda restorasyonlara olan bağlanma dayanımı önemlidir. Bayram vd. (2011), yaşlandırılmış restoratif rezin kompozit yüzeyde ortodontik bağlanma kuvvetlerini incelediklerinde, bir işlem uygulanan grupta makaslama bağlanma dayanımını 2,08 - 3,25 MPa olarak bulmuşlardır (Bayram vd., 2011). Kompozit yüzeye %38'lik ortofosforik asit uygulandığında ise bu değer 2,32-5,77 MPa arasında değiştiğini tespit etmişlerdir. Bu sonuçların, klinik bağlantı başarısı için gereken 5,9-7,8 MPa değerlerinin altında olduğu gözlemlenmiştir. Yüzey koşullarının değiştirilme şeklinin önem kazandığı ve kompozit yüzeyde elmas freze kullanıldığında daha iyi bir bağlanma dayanımı sağlandığı (10,61 MPa)

bulunmuştur. Zachrisson vd. (1995) yaptığı çalışmada ise, amalgam yüzeyde çekme bağlanma kuvvetiyle bağlanma dayanımlarını değerlendirdiklerinde, 3,4 - 6,6 MPa arasında değişen bağlanma mukavemetini tespit etmişler ve bunun mineye bağlanma kuvvetinden daha düşük olduğunu vurgulamışlardır (Büyükyılmaz vd., 1995).

Işık ile polimerize olabilen yapıştırıcıların polimerizasyonunda LED (ışık yayan diyot) ışık kaynaklarının kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte, LED ışık kaynağının gücü ve süresinin ayarlanması ilgi çekmiştir. Bağlanma dayanımı ile ışık kaynağı, ışık kaynağı gücü, ışınlama süresi ve kullanılan ışık kaynağı ünitesini karşılaştıran birçok çalışma yapılmıştır. Swanson vd., tarafından yapılan bir çalışmada, farklı ışınlama süreleri ile bağlanma dayanımı arasındaki ilişki test edilmiştir (Swanson vd., 2004). Çalışma kapsamında, 10 saniye, 20 saniye ve 40 saniye ışınlama uygulanan braketlerin bağlanma dayanımları ölçülmüştür. En yüksek bağlanma dayanımı 40 saniye ışınlama uygulanan grupta, en düşük bağlanma dayanımı ise 10 saniye ışınlama uygulanan grupta gözlenmiştir. Ancak, çalışma sonucunda araştırmacılar, 10 saniye ışınlama uygulanan gruptaki braketlerin bile yeterli dayanımına sahip oldukları sonucuna varmışlardır. Sonuç olarak, literatürde LED ışık kaynağı üniteleri ile bağlanma kuvvetleri arasında ilişki olduğunu gösteren sınırlı sayıda çalışma bulunmasına rağmen, genel olarak yapılan çalışmaların çoğunda uygulanan LED ışık kaynağı ünitesinin markası, uygulanan ışınlama süreleri ve LED ışık kaynağı ünitelerinin modları ile bağlanma dayanımları arasında bir ilişki olmadığı görülmüştür. Literatürde yapılan bazı çalışmalarda sertleşme sürelerinin ve uygulama tekniklerinin ortodontik yapıştırıcıların kayma bağlanma mukavemeti üzerindeki etkileri araştırılmıştır. (Ozer vd., 2012) ve (Bayani vd., 2015), daha uzun kürleme sürelerinin (25-40 saniye) çeşitli yapışkan sistemler için bağlanma dayanımını önemli ölçüde artırdığını buldu. (Sunna ve Rock, 1999), ışıkla sertleşen Transbond yapıştırıcının, kimyasal olarak sertleşen Right-On'dan daha yüksek bağlanma mukavemeti ürettiğini ve Yapışkanlı Ön Kaplamalı braketler için 40 saniyelik bir kürleme süresi önerdiğini bildirdi. (El-Din, 2002), hazırlama süresinin 30-40 saniyeye kadar arttırılmasının, çok adımlı dentin bağlama sistemleri için bağlanma dayanımını önemli ölçüde iyileştirdiğini, adeziv reçine ön sertleşme süresinin uzatılmasının ise sınırlı etkilere sahip olduğunu gözlemledi. Tek şişeli sistemler için kurutma ve sertleştirmeden önce 30 saniyelik bekleme süresi, önemli ölçüde daha yüksek bağlanma dayanımını ile sonuçlandı. Genel olarak bu çalışmalar, kürleme sürelerinin ve uygulama prosedürlerinin optimize edilmesinin ortodontik ve dental yapıştırıcıların bağlanma gücünü artırabileceğini ve braket bağlama ve restoratif prosedürlerde klinik sonuçları potansiyel olarak iyileştirebileceğini ileri sürmektedir. Bu tez çalışmasında ise, ortodontik braketlerin

yapıştırılmasında ışık kaynağı olarak LED kullanılmıştır. LED ışık kaynaklarının, düşük ısı oluşumu, uzun ömür, taşıma kolaylığı ve sessiz çalışma gibi avantajları bulunmaktadır. Polimerizasyon süresi ise 3 saniye ve 20 saniye olarak belirlenmiştir. LED ışık kaynağı ile yapılan çalışmalarda, metal braketler için 3 saniye kürleştirme süresinde ortalama bağlanma kuvveti 1055 MPa, 20 saniye kürleştirme süresinde ise 1545 MPa olarak ölçülmüştür. Seramik braketlerde ise 3 saniye kürleştirme süresinde ortalama bağlanma kuvveti 1382 MPa, 20 saniye kürleştirme süresinde ise 1984 MPa olarak tespit edilmiştir. Bu sonuçlara göre, daha uzun polimerizasyon sürelerinin (20 saniye) bağlanma dayanımını önemli ölçüde artırdığını göstermektedir. LED ışık kaynaklarının kullanımı ile kısa süreli kürleme sürelerinde bile yeterli dayanım elde edilebildiği belirtilmiştir.

Bağlanma dayanımı, ortodontik tedavinin başarısında kritik bir faktördür. Bu tezde elde edilen bulgular, farklı yapıştırıcılar ve polimerizasyon sürelerinin bağlanma dayanımı üzerinde önemli etkileri olduğunu göstermektedir. Özellikle, Transbond ve Ivoclar yapıştırıcılarının daha uzun polimerizasyon sürelerinde (20 saniye), daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığı tespit edilmiştir. Bağlanma dayanımı testlerinde, 20 saniye polimerizasyon süresi ile kürleştirilen numunelerin, 6 saniye kürleştirilen numunelere kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği belirlenmiştir. Bu durum, polimerizasyon süresinin uzatılmasının, yapıştırıcının daha homojen ve yoğun bir yapıya kavuşmasını sağladığını ve dolayısıyla daha güçlü bir bağlanma oluşturduğunu göstermektedir. Ayrıca, metal ve seramik braketler arasında da farklılıklar gözlemlenmiştir. Seramik braketlerde, yüksek ışık geçirgenliği sayesinde bağlanma dayanımının daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Bu bulgulara göre, klinik uygulamalarda uygun polimerizasyon süresi ve yapıştırıcı seçiminin önemini vurgulamaktadır. Özellikle, daha yüksek bağlanma dayanımı, braketlerin tedavi süresince diş yüzeyinde güvenli bir şekilde kalmasını sağlayarak tedavi etkinliğini artırabilir. Ancak, aşırı yüksek bağlanma dayanımı, braketlerin çıkarılması sırasında mine yüzeyine zarar verebilir. Bu nedenle, optimum bağlanma dayanımının elde edilmesi için uygun polimerizasyon süresi ve yapıştırıcı türünün dikkatlice seçilmesi gerekmektedir.

Transbond XT ve Heliosit Orthodontic'e odaklanarak farklı ortodontik yapıştırıcıların bağlanma mukavemetini karşılaştırmaktadır. (Rai vd., 2022), test edilen dört yapıştırıcı arasında Transbond XT'nin en yüksek bağlanma mukavemetine sahip olduğunu bulurken, (Durrani vd., 2008), Transbond XT'nin mukavemetinin Heliosit Orthodontic'ten önemli ölçüde daha yüksek olduğunu bildirmiştir. Bununla birlikte, her iki yapıştırıcı da klinik olarak kabul

edilebilir bağlanma mukavemetleri sergiledi. (M. S. Shaik et al., 2015) tarafında yapılan çalışmada ise, Transbond XT ve Enlight gibi ışıkla sertleşen kompozitler, kendi kendine sertleşen kompozitlere kıyasla daha yüksek bağlanma mukavemeti sergilemiştir.

5.3.4. ARI Skorları Bulgularının Tartışılması

Yapılan çalışmalarda ARI (Adhesive Remnant Index) ortodontik bağlanmada kullanımını araştırılmıştır. Rai vd. tarafından yapılan bir çalışmada, yeterli bağlanma mukavemeti sergileyen Transbond XT yapıştırıcı için ARI skorlarının benzer olduğunu buldu (Årtun ve Bergland, 1984; Rai et al., 2022) Ancak Montasser vd., ARI skorlarının farklı büyütme ölçeklerinde önemli ölçüde değiştiğini ve en yüksek uyumun 10x büyütmede gözlemlendiğini belirtti (Montasser ve Drummond, 2009). Bu, ARI değerlendirme yönteminin sonuçları etkileyebileceğini göstermektedir. Bishara vd., Transbond Plus ve AdheSE One yapıştırıcıların ARI skorlarını karşılaştırdı ve ilkinin daha yüksek SBS'ye sahip olduğunu ve dişlerde daha fazla yapıştırıcı kaldığını buldu (Bishara vd., 2008). Bu çalışmada da büyütme uyumları göz önüne alınarak ARI skorları değerlendirilmiştir.

Usoff vd., (2018) geleneksel metal, kendinden bağlanan metal ve kendiliğinden bağlanan seramik braketler arasında ARI skorlarında anlamlı farklılıklar olduğunu bildirmiştir. Cozza vd., (2006) beş metal braket tipini karşılaştırmış ve yeterli bağlantı gücünü korurken tutucu taban uzantısının daha önce önerilenden daha küçük olabileceğini bulmuşlardır. Osborne, (2021), tek parçalı metal enjeksiyonla kalıplanmış (MIM) braketleri çok parçalı makineyle işlenmiş braketlerle karşılaştırdı ve bunların benzer kesme bağlanma mukavemetleri sergiledikleri ancak önemli ölçüde farklı ARI puanları sergiledikleri sonucuna vardı. Genel olarak bu çalışmalar, çeşitli braket tasarımları ve üretim yöntemlerinin bağlanma gücünü ve ARI skorlarını etkileyebileceğini, ancak braketlerin çoğunun klinik kullanım için yeterli bağlanmayı sağladığını ve braket tipine bağlı olarak ayrılma sonrasında yapışkan kalıntılarındaki farklılıklar olduğunu göstermektedir. Bu çalışmada da braket türü ve ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu sonucuna varılmıştır. Bu bulgular, farklı braket türlerinin ARI skorlarını etkileyebileceğini göstermekte olup, yapıştırıcı türü ve sürenin ARI skorları üzerinde etkisinin kullanılan braket türüne göre daha düşük olduğu göstermektedir.

5.3.5. SEM Bulgularının Tartışılması

SEM ile ilgili yapılan çalışmaya göre, Transbond da dahil olmak üzere çeşitli ortodontik yapıştırıcıların performansını taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanarak değerlendirmiştir. Cal-Neto vd., Transbond Plus SEP'in geleneksel fosforik asit sistemleriyle

karşılaştırıldığında minede daha az demineralizasyon ve yapışkan penetrasyonu ürettiğini buldu (Cal-Neto ve Miguel, 2006). Iijima vd., hem Transbond XT hem de Transbond Plus'ın, daha hafif aşındırma etkileri ve daha az reçine penetrasyonu ile mineye benzer bağlanma mukavemetleri sunduğunu bildirdi (Iijima vd., 2008). Arifi vd., Transbond XT'nin mine ve braket tabanı ile minimum mikro boşluk ve çatlaklarla ideal bir bağlantı gösterdiği sonucuna varmıştır (Arifi vd., 2024). Bu çalışmalar toplu olarak Transbond yapıştırıcıların, özellikle de Transbond XT'nin minimum hasarı ile güçlü ve güvenilir yapıştırma performansı sunduğunu göstermektedir.

Bu tez çalışması kapsamında, metal ve seramik braket gruplarında kullanılan farklı yapıştırıcılar ve kürleme sürelerinin mine yüzeyine etkileri taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntüleri ile analiz edilmiştir. Metal braket grubunda, Transbond yapıştırıcı kullanılarak 6 saniye kürleşen numunelerde ARI-2 skoru gözlemlenmiştir. Aynı yapıştırıcı ile 20 saniye kürleme süresine sahip numunelerde ise ARI-1 skoru elde edilmiştir. Ivoclar yapıştırıcı kullanılarak 6 saniye ve 20 saniye kürleşen metal numunelerde her iki sürede de ARI-2 skoru kaydedilmiştir. Seramik braket grubunda, Transbond yapıştırıcı ile 3 saniye kürleşen numunelerde ARI-1 skoru gözlemlenirken, 20 saniye kürleşen numunelerde ARI-0 skoru elde edilmiştir. Ivoclar yapıştırıcı kullanılarak 3 saniye kürleşen seramik numunelerde ARI-2 skoru gözlemlenmiş, 20 saniye kürleşen numunelerde ise ARI-3 skoru elde edilmiştir.

5.4. Çalışmanın Limitasyonları

Bu çalışmanın bazı önemli sınırlamaları bulunmaktadır. İlk olarak, kullanılan numune sayısı ve çeşitliliği sınırlı olup, elde edilen sonuçların genelleştirilebilirliği sınırlıdır. Örneklem büyüklüğünün artırılması ve daha çeşitli bir popülasyon üzerinde yapılacak çalışmalar, elde edilen sonuçların doğruluğunu ve güvenilirliğini artırabilir. Ayrıca, bu çalışma laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiş olup, gerçek klinik koşulları tam olarak yansıtmamaktadır. Klinik ortamda gerçekleştirilecek benzer çalışmalar, elde edilen bulguların klinik geçerliliğini ve uygulanabilirliğini artırabilir (Reynolds, 1975). Çalışmada sadece belirli yapıştırıcılar (Transbond ve Ivoclar) ve braket türleri (metal ve seramik) incelenmiştir. Farklı yapıştırıcı ve braket türlerinin de değerlendirilmesi, genel bir değerlendirme yapabilmek için gereklidir (Bishara et al., 2004).

Buna ek olarak, bu çalışmada yapıştırıcıların ve braketlerin uzun vadeli performansı incelenmemiştir. Uzun süreli klinik çalışmalar, yapıştırıcı ve braketlerin zaman içindeki performanslarını ve dayanıklılıklarını değerlendirmek için önemlidir (Eliades ve Athanasiou,

2002). Çalışmada kullanılan yöntemler ve teknikler, laboratuvar koşullarında standartlaştırılmış olmasına rağmen, klinik uygulamalarda farklı teknik ve prosedürler kullanılabilir. Bu durum, sonuçların klinik uygulamalara tam olarak yansıtılamamasına neden olabilir. Standartlaştırılmış uygulama süreleri ve tekniklerinin benimsenmesi, daha tutarlı ve güvenilir sonuçlar elde edilmesine yardımcı olabilir (Lo Giudice et al., 2020).

Ayrıca, araştırmada kullanılan yapıştırıcıların ve braketlerin etkileri, sadece kısa vadeli testlerle değerlendirilmiştir. Bu nedenle, uzun vadede yapıştırıcıların ve braketlerin performanslarının ve dayanıklılıklarının daha iyi anlaşılabilmesi için uzun süreli izleme ve değerlendirme çalışmaları gerekmektedir (Millelt et al., 1999). Diğer bir sınırlama ise, çalışmanın sadece belirli kürleme süreleri ve ışık cihazları ile sınırlı olmasıdır. Farklı kürleme süreleri ve ışık cihazlarının da değerlendirilmesi, daha geniş bir perspektif sunabilir (Condò et al., 2021).

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, hekimlerin hasta başı klinik süresini kısaltmak amacıyla tasarlanan yüksek dalga boylu ışık cihazlarının, konvansiyonel metal braketler ve ışık geçirgenliği yüksek porselen braketlerle farklı yapıştırıcı materyallerle olan uyumunun değerlendirilmesi ve bağlanma dayanımının incelenmesi amaçlanmıştır. Ayrıca, farklı kimyasal ve yapısal özelliklere sahip braketlerin aktif ortodontik tedavi sonrasında diş yüzeyinden çıkarılmasının mine yüzeyine etkisi ile test edilen yapıştırıcıların ortodontik kuvvetlere dayanımının tespit edilmesi hedeflenmiştir. Çalışma sonrasında elde edilen sonuçlar aşağıda maddeler halinde özetlenmiştir:

- Numunelere ait sertlik ölçümlerinde, Transbond 3 s uygulamasında üst yüzeyde yaklaşık 32 HV_{0,3}, alt yüzeyde yaklaşık 30 HV_{0,3} sertlik değeri elde edilmiştir. Transbond 20 s uygulamasında bu değerler, üst yüzeyde yaklaşık 45 HV_{0,3} ve alt yüzeyde yaklaşık 38 HV_{0,3} olarak ölçülmüştür. Benzer şekilde, Ivoclar 3 s için üst yüzeyde yaklaşık 15 HV_{0,3}, alt yüzeyde yaklaşık 14 HV_{0,3} sertlik değeri belirlenmiştir. Ivoclar 20 s uygulamasında ise üst yüzeyde yaklaşık 22 HV_{0,3} ve alt yüzeyde yaklaşık 24 HV_{0,3} sertlik değeri gözlemlenmiştir.
- Hem Transbond hem de Ivoclar yapıştırıcıları için, daha uzun süre uygulama (20 saniye), daha kısa süre uygulamaya (3 saniye) kıyasla daha yüksek sertlik değerleri (HV_{0,3}) sağladığı gözlemlenmiştir.
- Transbond yapıştırıcıları, her iki sürede de Ivoclar yapıştırıcılardan daha yüksek sertlik değerleri sergilemiştir. Uygulama süresinin artmasının yapıştırıcıların sertliğini artırdığını ve bu etkinin hem Transbond hem de Ivoclar yapıştırıcıları için geçerli olduğu gözlemlenmiştir.
- Yapılan pürüzlülük ölçüm testlerinde, farklı braket tipleri ve yapıştırıcılar kullanılarak yapılan yapıştırma işlemlerinin öncesinde ve sonrasında yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür. Metal braketler için, 6 saniye ve 20 saniye kütleme süreleri altında yapılan işlemlerde, yapıştırma sonrası pürüzlülük değerlerinde belirgin artışlar gözlenmiştir. Ivoclar markalı yapıştırıcıların kullanımıyla elde edilen sonuçlar, özellikle yapıştırma sonrası pürüzlülüklerde önemli bir artışı ortaya koymuştur. Benzer şekilde, seramik braketler için de benzer eğilimler gözlemlenmiştir. Her iki malzeme için de farklı kütleme süreleri altında yapılan işlemlerde yapıştırma sonrası pürüzlülüklerde belirgin artışlar tespit edilmiştir.

- Metal braketler için yapılan basma testlerinde, Transbond yapıştırıcı kullanılarak 3 saniye kürleştirilen numunelerde ortalama bağlanma kuvveti 12,37 MPa (min: 4,43 MPa max: 28,88 MPa), 20 saniye kürleştirilen numunelerde ise ortalama bağlanma kuvveti 16,31 MPa (min: 3,03 MPa, max: 31,97 MPa) olarak bulunmuştur. Ivoclar yapıştırıcı kullanılarak 3 saniye kürleştirilen metal braketlerde ortalama bağlanma kuvveti 10,55 MPa (min: 3,87 MPa, max: 25,24 MPa), 20 saniye kürleştirilen numunelerde ise 15,45 MPa (min: 3,22 MPa, max: 44,11 MPa) olarak ölçülmüştür.
- Seramik braketler için yapılan basma testlerinde, Transbond yapıştırıcı ile 3 saniye kürleştirilen numunelerde ortalama bağlanma kuvveti 13,82 MPa, 20 saniye kürleştirilen numunelerde ise 19,84 MPa olarak tespit edilmiştir. Ivoclar yapıştırıcı kullanılarak 3 saniye kürleştirilen seramik braketlerde ortalama bağlanma kuvveti 9,03 MPa, 20 saniye kürleştirilen numunelerde ise 9,73 MPa olarak bulunmuştur.
- Yapıştırıcı türleri ve kürleme süreleri, ortaya çıkan bağlanma kuvvetleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Genel olarak, kürleme süresinin artması bağlanma kuvvetini artırır. Transbond yapıştırıcılar, özellikle Ivoclar yapıştırıcılarına kıyasla daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri sergilemektedir. Metal ve seramik braketlerde yapılan basma testlerinde, 20 saniyelik bir kürleme süresiyle yapılan uygulamalarda bağlanma kuvvetleri genellikle daha yüksek bulunmuştur.
- Numune gruplarına ve sayılarına ait ARI skorlarının dağılımı incelendiğinde, seramik ve metal numunelerin farklı yapıştırıcılar (Ivoclar, Transbond) ve kürleme sürelerine (3 s, 6 s, 20 s) göre değerlendirilmiştir.

Öneriler

Yapılan çalışmanın sonuçları, ortodontik uygulamalarda kullanılan yapıştırıcı materyallerin ve braketlerin uyumunu ve bağlanma dayanımını değerlendirmek açısından önemli bir adımı temsil etmektedir. Bu bağlamda, yapıştırıcı seçimi ve kürleme süresinin dikkatli bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir. Uygulama süresinin uzatılması genellikle daha yüksek bağlanma dayanımı ve daha düşük pürüzlülüklerle sonuçlanabilir. Ayrıca, braket ve yapıştırıcı uyumunun değerlendirilmesi, klinik uygulamalarda kullanılacak doğru kombinasyonun seçilmesine yardımcı olabilir. Standartlaştırılmış uygulama süreleri ve tekniklerinin benimsenmesi, daha tutarlı sonuçlar elde edilmesine ve klinik verimliliğin artırılmasına katkı sağlayabilir. Yapıştırma sonrası bakım ve izleme süreçlerine özel önem verilmesi, potansiyel

komplkasyonların erken teŖhis edilmesine ve tedavi edilmesine olanak tanır. Son olarak, yapıştırma sonrası ARI değerlerinin ve yapışkan kalıntılarının dñzenli olarak değerlendirilmesi, yapışma kalitesini ve uzun vadeli başarıyı etkileyebilir. Bu öneriler, hekimlerin hasta bakımında daha etkili ve güvenilir bir yaklaşım benimsemelerine yardımcı olabilir.



KAYNAKÇA

- Academy Report. (2002). Lasers in periodontics. *Journal of Periodontology*, 73(10), 1231–1239. <https://doi.org/10.1902/jop.2002.73.10.1231>
- Aggarwal, P., ve Aggarwal, R. (2018). Indirect bonding procedures in orthodontics—a review. *J Dents Dent Med*, 1(4), 120.
- Ahmed, T., Ab Rahman, N., ve Alam, M. K. (2018). Assessment of in vivo bond strength studies of the orthodontic bracket-adhesive system: A systematic review. *European Journal of Dentistry*, 12(04), 602–609.
- Ahrari, F., Fekrazad, R., Kalhori, K. A. M., ve Ramtin, M. (2013). Reconditioning of ceramic orthodontic brackets with an Er, Cr: YSGG laser. *Lasers in Medical Science*, 28, 223–228.
- Aird, J. C., ve Durning, P. (1987). Fracture of polycarbonate edgewise brackets: a clinical and SEM study. *British Journal of Orthodontics*, 14(3), 191–195.
- Akin, M., Veli, I., Erdur, E. A., Aksakalli, S., ve Uysal, T. (2016). Er: YAG-Laser-Bestrahlung mit unterschiedlichen Pulsmodi Effekte auf die Haftfestigkeit beim Kleben mit selbstst tzenden Primern. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte Der Kieferorthop die*, 77, 151–159.
- Akt rk, H., G r, G., ve Baltacıoğlu,  . H. (2014). Kompozit rezinin yüzey sertlik değerleri üzerine farklı  lık cihazlarının etkisi. *European Annals of Dental Sciences*, 41(3), 139–149.
- Al-Dohan, H. M., Yaman, P., Dennison, J. B., Razzoog, M. E., ve Lang, B. R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 349–355.
- Al Shamsi, A., Cunningham, J. L., Lamey, P. J., ve Lynch, E. (2006). Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. *The Angle Orthodontist*, 76(4), 694–699.
- Ala am, T., Nalbant, L., ve Ala am, A. (1998). *Ala am, T., Nalbant, L., Ala am, A.,  leri Restorasyon Teknikleri, Polat Yayınları, Ankara, 1998.*
- Alavi, S., ve Kachuie, M. (2017). Assessment of the hardness of different orthodontic wires and brackets produced by metal injection molding and conventional methods. *Dental Research Journal*, 14(4), 282–287.

- Ali, O., Makou, M., Papadopoulos, T., ve Eliades, G. (2012). Laboratory evaluation of modern plastic brackets. *European Journal of Orthodontics*, 34(5), 595–602. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjr063>
- Aljubouri, Y. D., Millett, D. T., ve Gilmour, W. H. (2003). Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *The European Journal of Orthodontics*, 25(4), 411–415.
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77–82.
- Alzainal, A. H., Majud, A. S., Al-Ani, A. M., ve Mageet, A. O. (2020). Orthodontic bonding: review of the literature. *International Journal of Dentistry*, 2020.
- Amer, M. E., Heo, M.-S., Brooks, S. L., ve Benavides, E. (2012). Anatomical variations of trabecular bone structure in intraoral radiographs using fractal and particles count analyses. *Imaging Science in Dentistry*, 42(1), 5–12.
- Anusavice, K. J. (2013). *Science of dental materials*.
- Anusavice, K. J., Shen, C., ve Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Aoki, A., Sasaki, K. M., Watanabe, H., ve Ishikawa, I. (2004). Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology 2000*, 36(1), 59–97.
- Arici, S, ve Regan, D. (1997). Alternatives to ceramic brackets: the tensile bond strengths of two aesthetic brackets compared ex vivo with stainless steel foil-mesh bracket bases. *British Journal of Orthodontics*, 24(2), 133–137.
- Arici, Selim, Caniklioglu, C. M., Arici, N., Ozer, M., ve Oguz, B. (2005). Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *The Angle Orthodontist*, 75(2), 254–259.
- Arifi, A., Gjorgievska, E. S., Gavrilovi, I., Coleman, N. J., Vuletić, M., ve Gabrić, D. (2024). Usporedba triju različitih ortodontskih adheziva za pričvršćivanje metalnih i keramičkih bravica: SEM i SEM/EDX analiza (istraživanje in vitro). *Acta Stomatologica Croatica: International Journal of Oral Sciences and Dental Medicine*, 58(1), 18–29.

- Arıkan, S., Arhun, N., Arman, A., ve Cehreli, S. B. (2006). Microleakage beneath ceramic and metal brackets photopolymerized with LED or conventional light curing units. *The Angle Orthodontist*, 76(6), 1035–1040.
- Årtun, J., ve Bergland, S. (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American Journal of Orthodontics*, 85(4), 333–340.
- Ayaz, F., Tağtekin, D., ve Yanıkoğlu, F. (2011). Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(4), 49–56.
- Bahnasi, F. I., Abd-Rahman, A. N. A., ve Abu-Hassan, M. I. (2013). Effects of recycling and bonding agent application on bond strength of stainless steel orthodontic brackets. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 5(4), e197.
- Bala, O., Ölmez, A., ve Kalayci, Ş. (2005). Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(2), 134–140.
- Bayani, S., Ghassemi, A., Manafi, S., ve Delavarian, M. (2015). Shear bond strength of orthodontic color-change adhesives with different light-curing times. *Dental Research Journal*, 12(3), 265–270.
- Bayram, M., Yeşilyurt, C., Kuşgöz, A., Ülker, M., ve Nur, M. (2011). Shear bond strength of orthodontic brackets to aged resin composite surfaces: effect of surface conditioning. *The European Journal of Orthodontics*, 33(2), 174–179.
- Beau, A., Bossard, D., ve Gebeile-Chauty, S. (2015). Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *European Journal of Orthodontics*, 37(1), 105–110.
- Beaufils, S., Daltin, A.-L., ve Millet, P. (2016). Alliages non précieux (hors titane et ses alliages). In *Odontologie* (p. YP-). [https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S1283-0860\(16\)80693-4](https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S1283-0860(16)80693-4)
- Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., ve Eren, D. (2006). *Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar*.
- Berk, N., Başaran, G., ve Özer, T. (2008). Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *The European Journal of Orthodontics*, 30(2), 183–189.

- Birnie, D. (1990). Ceramic brackets. *British Journal of Orthodontics*, 17(1), 71–74. <https://doi.org/10.1179/bjo.17.1.71>
- Bishara, S. E., Ajlouni, R., Laffoon, J. F., ve Warren, J. J. (2002a). Effect of a Fluoride-Releasing Self-Etch Acidic Primer on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *The Angle Orthodontist*, 72(3), 199–202. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2002\)072<0199:EOAFRS>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2002)072<0199:EOAFRS>2.0.CO;2)
- Bishara, S. E., Ajlouni, R., Laffoon, J. F., ve Warren, J. J. (2006). Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *The Angle Orthodontist*, 76(1), 123–126.
- Bishara, S. E., Ajlouni, R., Laffoon, J., ve Warren, J. (2002b). Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 72(5), 464–467.
- Bishara, S. E., ve Fehr, D. E. (1997). Ceramic brackets: something old, something new, a review. *Seminars in Orthodontics*, 3(3), 178–188.
- Bishara, S. E., Gordan, V. V., VonWald, L., ve Olson, M. E. (1998). Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(3), 243–247. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(98\)70205-7](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0889-5406(98)70205-7)
- Bishara, S. E., Laffoon, J. F., VonWald, L., ve Warren, J. J. (2002). The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121(5), 521–525.
- Bishara, S. E., Oonsombat, C., Ajlouni, R., ve Laffoon, J. F. (2004). Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 348–350. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2003.04.010>
- Bishara, S. E., Otsby, A. W., Ajlouni, R., Laffoon, J., ve Warren, J. J. (2008). A new premixed self-etch adhesive for bonding orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 78(6), 1101–1104.
- Bishara, S. E., Soliman, M., Laffoon, J., ve Warren, J. J. (2005). Effect of Changing a Test Parameter on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *The Angle Orthodontist*, 75(5), 832–835. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)75\[832:EOCATP\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)75[832:EOCATP]2.0.CO;2)

- Bishara, S. E., VonWald, L., Laffoon, J. F., ve Warren, J. J. (2001a). Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 621–624. <https://doi.org/https://doi.org/10.1067/mod.2001.113269>
- Bishara, S. E., VonWald, L., Laffoon, J. F., ve Warren, J. J. (2001b). Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 71(6), 466–469.
- Bishara, S. E., VonWald, L., Olsen, M. E., ve Laffoon, J. F. (1999). Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(6), 616–620.
- Bishara, S. E., Vonwald, L., Zamtua, J., ve Damon, P. L. (1998). Effects of various methods of chlorhexidine application on shear bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(2), 150–153.
- Blakey, R., ve Mah, J. (2010). Effects of surface conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to temporary polycarbonate crowns. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(1), 72–78.
- Blomlöf, J. P. S., Blomlöf, L. B., Cederlund, A. L., Hultenby, K. R., ve Lindskog, S. F. (1999). A new concept for etching in restorative dentistry? *International Journal of Periodontics ve Restorative Dentistry*, 19(1).
- Boaro, L. C. C., Gonçalves, F., Guimarães, T. C., Ferracane, J. L., Versluis, A., ve Braga, R. R. (2010). Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials*, 26(12), 1144–1150.
- Boj, J. R., Martín, A. M., Espasa, E., ve Cortés, O. (2004). Bond strength and micro morphology of a self-etching primer versus a standard adhesive system with varying etching times in primary teeth. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 5(4), 233–238.
- Brantley, W A, ve Eliades, T. (2001). Enamel etching and bond strength. *Orthodontic Materials. Scientific and Clinical Aspects*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 143–169.
- Brantley, William A, ve Eliades, T. (2001). Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 672–673.

- Brown, D. (1988). Orthodontic Materials Update. *British Journal of Orthodontics*, 15(4), 277–279. <https://doi.org/10.1179/bjo.15.4.277>
- Bulat, M. (2021). *What Are Orthodontic Brackets?* Mborthodontics.Ca. <https://mborthodontics.ca/what-are-orthodontic-brackets/>
- Burgess, A. M., Sherriff, M., ve Ireland, A. J. (2006). Self-etching primers: is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial. *The Angle Orthodontist*, 76(1), 114–118.
- Buyukyilmaz, T., Usumez, S., ve Karaman, A. I. (2003). Effect of self-etching primers on bond strength—are they reliable? *The Angle Orthodontist*, 73(1), 64–70.
- Büyükyilmaz, T., Zachrisson, Y. Ø., ve Zachrisson, B. U. (1995). Improving orthodontic bonding to gold alloy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(5), 510–518.
- Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., De Angelis, M., Scribante, A., ve Klersy, C. (2003). Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(6), 633–640.
- Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Klersy, C., ve Sfondrini, G. (2002). Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *The European Journal of Orthodontics*, 24(6), 689–697.
- Cal-Neto, J. P., ve Miguel, J. A. M. (2006). Scanning electron microscopy evaluation of the bonding mechanism of a self-etching primer on enamel. *The Angle Orthodontist*, 76(1), 132–136.
- Çalılıkocaoğlu, S. (2000). *Diş Hekimliğinde Maddeler. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.*
- Çapan, C. (2005). *Forforik asit ve Er: Yag laser ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyrma kuvvetlerine olan dirençlerinin karşılaştırılması.*
- Cardoso, M. V., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., ve Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56, 31–44.

- Carpena Lopes, G., Narciso Baratieri, L., Caldeira de Andrada, M. A., ve Vieira, L. C. C. (2002). Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence International*, 33(3).
- Castagnola, L., Wirz, J., ve Garberoglio, R. (1975). Enamel etching for conservative dental treatment. *Schweizerische Monatsschrift Fur Zahnheilkunde= Revue Mensuelle Suisse d'odonto-Stomatologie*, 85(10), 975–1011.
- Cehreli, Z. C., ve Altay, N. (2000). Etching effect of 17% EDTA and a non-rinse conditioner (NRC) on primary enamel and dentin. *American Journal of Dentistry*, 13(2), 64–68.
- Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., ve Ergun, G. (2010). The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units. *European Journal of Dentistry*, 4(04), 440–446.
- Cerekja, E., ve Cakirer, B. (2011). Effect of short curing times with a high-intensity light-emitting diode or high-power halogen on shear bond strength of metal brackets before and after thermocycling. *The Angle Orthodontist*, 81(3), 510–516.
- Chandel, N., Dogra, A., Thakur, T., ve Mandhotra, P. (2020). Evaluation of the hardness of different orthodontic wires: A comparative study. *Stainless Steel*, 512, 92–96.
- Chen, L., Yu, Q., Wang, Y., ve Li, H. (2011). BisGMA/TEGDMA dental composite containing high aspect-ratio hydroxyapatite nanofibers. *Dental Materials*, 27(11), 1187–1195.
- Chen, M.-H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549–560.
- Choo, S. C., Ireland, A. J., ve Sherriff, M. (2001). An in vitro investigation into the use of resin-modified glass poly (alkenoate) cements as orthodontic bonding agents. *The European Journal of Orthodontics*, 23(3), 243–252.
- Chung, C.-H., Friedman, S. D., ve Mante, F. K. (2002). Shear bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(3), 282–287.
- Chung, K., Hsu, B., Berry, T., ve Hsieh, T. (2001). Effect of sandblasting on the bond strength of the bondable molar tube bracket. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(5), 418–424.
- Çiçek, O., ve Özkalaycı, N. (2019). Ortodontik Braketler; Bölüm I. *Journal of International Dental Sciences*, 4(3), 125–133. <https://doi.org/10.21306/jids.2018.121>

- Cohen, M. E., Leonard, D. L., Charlton, D. G., Roberts, H. W., ve Ragain Jr, J. C. (2004). Statistical estimation of resin composite polymerization sufficiency using microhardness. *Dental Materials*, 20(2), 158–166.
- Condò, R., Mampieri, G., Cioffi, A., Cataldi, M. E., Frustaci, I., Giancotti, A., Campanella, V., Mussi, V., Convertino, A., Maiolo, L., ve Pasquantonio, G. (2021). Physical and chemical mechanisms involved in adhesion of orthodontic bonding composites: in vitro evaluations. *BMC Oral Health*, 21(1), 350. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01715-9>
- Cozza, P., Martucci, L., De Toffol, L., ve Penco, S. I. (2006). Shear bond strength of metal brackets on enamel. *The Angle Orthodontist*, 76(5), 851–856.
- Craig, Robert G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219–239.
- Craig, Robert George. (1980). *Restorative dental materials*. Mosby.
- Craig, Robert George, O'Brien, W. J., ve Powers, J. M. (2004). Dental materials: properties and manipulation. (*No Title*).
- Danielle Rodrigues Morais, Alexa Helena Köhler Moresca, Estela Maris Losso, Alexandre Moro, Ricardo Cesar Moresca, ve Gisele Maria Correr. (2016). Shear bond strength of brackets bonded with nanofilled flowable resins. *Rsbo*, 12(1), 8–13. <https://doi.org/10.21726/rsbo.v12i1.721>
- David, J. R., Gomes, O. M., Gomes, J. C., Loguercio, A. D., ve Reis, A. (2007). Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes. *Journal of Oral Science*, 49(1), 19–24.
- Davis, N. (2003). A nanotechnology composite. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 24(9), 662,665-667,669-670.
- Davis, R. M., ve Forbes Jones, R. M. (1996). Manufacturing processes for semi-finished titanium biomedical alloys. *ASTM Special Technical Publication*, 1272, 17–29.
- Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi.
- De Jesus Tavarez, R. R., Lima Bezerra, G., de Souza Penha, K. J., Torres, C. R. G., ve Firoozmand, L. M. (2017). Er: YAG pre-treatment for bonding of orthodontic bracket: 1 year of in vitro treatment. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 19–25.

- De Munck, J de, Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., ve Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118–132.
- De Munck, Jan, Braem, M., Wevers, M., Yoshida, Y., Inoue, S., Suzuki, K., Lambrechts, P., ve Van Meerbeek, B. (2005). Micro-rotary fatigue of tooth–biomaterial interfaces. *Biomaterials*, 26(10), 1145–1153.
- Dederich, D. N., ve Bushick, R. D. (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *The Journal of the American Dental Association*, 135(2), 204–212.
- Deliktaş, D. (2006). Farklı Işık Cihazlarının Hibrit ve Nanohibrit Kompozit Rezinlerin Yüzey Sertliğine Etkisi. *European Annals of Dental Sciences*, 33(1), 1–10.
- Devatha, A. B., Lakshmi, M. N., Kumar, N. B., Erukala, S., Valluri, R., ve Ealla, K. K. R. (2019). A comparative study of shear bond strength of direct bonding system with and without a liquid primer: An in vitro study. *Journal of Pharmacy ve Bioallied Sciences*, 11(Suppl 3), S515.
- Dewaele, M., Truffier-Boutry, D., Devaux, J., ve Leloup, G. (2006). Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials*, 22(4), 359–365.
- Dietschi, D., Marret, N., ve Krejci, I. (2003). Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dental Materials*, 19(6), 493–500.
- Doğan, G. E., Demir, T., ve Orbak, R. (2014). Periodontolojide düşük doz lazer uygulamaları. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 4(1), 43–50.
- Domagała, I., Przystupa, K., Firlej, M., Pieniak, D., Gil, L., Borucka, A., Naworol, I., Biedziak, B., ve Levkiv, M. (2021). Analysis of the statistical comparability of the hardness and wear of polymeric materials for orthodontic applications. *Materials*, 14(11), 2925.
- Dorminey, J. C., Dunn, W. J., ve Taloumis, L. J. (2003). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(4), 410–413.
- Doucet, S., Tavernier, B., Colon, P., ve Picard, B. (2008). Adhesion between dental ceramic and bonding resin: Quantitative evaluation by Vickers indenter methodology. *Dental Materials*, 24(1), 45–49. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.01.010>

- Dunlap, M., ve Adaskaveg, J. E. (1997). Introduction to the scanning electron microscope. *Theory, Practice, ve Procedures. Facility for Advance Instrumentation. UC Davis*, 52.
- Dunn, W. J., ve Taloumis, L. J. (2002). Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(3), 236–241.
- Durrani, O. K., Arshad, N., Rasool, G., Bashir, U., KNDI, I. U., ve Shaheed, S. (2008). *In vitro comparison of shear bond strength of Transbond XT and Heliosit Orthodontic as Direct bracket bonding adhesives*.
- Ebert, T., Elsner, L., Hirschfelder, U., ve Hanke, S. (2016). Shear bond strength of brackets on restorative materials. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte Der Kieferorthopadie*, 77(2).
- Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K., ve Lassila, L. V. J. (2013). Short and long term effects of additional post curing and polishing systems on the color change of dental nano-composites. *Dental Materials Journal*, 32(1), 107–114.
- El-Din, A. K. (2002). Effect of changing application times on adhesive systems bond strengths. *American Journal of Dentistry*, 15(5), 321–324.
- Eliades, T. (1997). Passive film growth on titanium alloys: physicochemical and biologic considerations. *International Journal of Oral ve Maxillofacial Implants*, 12(5).
- Eliades, T. (2007). Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(2), 253–262.
- Eliades, T. (2010). Polymerization lamps and photocuring in orthodontics. *Seminars in Orthodontics*, 16(1), 83–90.
- Eliades, T., ve Athanasiou, A. E. (2002). In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *The Angle Orthodontist*, 72(3), 222–237.
- Eliades, T., Zinelis, S., Eliades, G., ve Athanasiou, A. E. (2002). Nickel content of as-received, retrieved, and recycled stainless steel brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(2), 217–220.

- Elmas, M. S., Başaran, E. G., ve İzgi, A. D. (2021). Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 283–288.
- Elsaka, S. E. (2016). Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*, 104(1), 68–76. <https://doi.org/10.1007/s10266-014-0188-8>
- Eminkahyagil, N., Arman, A., Çetinşahin, A., ve Karabulut, E. (2006). Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. *The Angle Orthodontist*, 76(2), 314–321.
- Erdur, E. A., ve Basciftci, F. A. (2015a). Effect of Ti: Sapphire-femtosecond laser on the surface roughness of ceramics. *Lasers in Surgery and Medicine*, 47(10), 833–838.
- Erdur, E. A., ve Basciftci, F. A. (2015b). Effect of Ti: sapphire laser on shear bond strength of orthodontic brackets to ceramic surfaces. *Lasers in Surgery and Medicine*, 47(6), 512–519.
- Eren, F. (2009). *Er, Cr: Ysgg Ve Er: Yag Lazer Ile hazırlanan Dentin yüzeylerine, farklı Rezin Simanlarla Uygulanan Seramiklerin bağlanma Kuvvetlerinin İn-Vitro Olarak İncelenmesi*. Marmara Üniversitesi (Turkey).
- Espinar-Escalona, E., Barrera-Mora, J. M., Llamas-Carreras, J. M., Solano-Reina, E., Rodríguez, D., ve Gil, F. J. (2012). Improvement in adhesion of the brackets to the tooth by sandblasting treatment. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 23, 605–611.
- Evans, L. J., Peters, C., Flickinger, C., Taloumis, L., ve Dunn, W. (2002). A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121(5), 510–515.
- Ezoi, F., Tabari, K., Ansari, Z. J., ve Torabzadeh, H. (2016). Shear bond strength of a resin cement to different alloys subjected to various surface treatments. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 13(1), 29.
- Feldner, J. C., Sarkar, N. K., Sheridan, J. J., ve Lancaster, D. M. (1994). In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(3), 265–272.

- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29–38.
- Fitzgerald, I., Bradley, G. T., Bosio, J. A., Hefti, A. F., ve Berzins, D. W. (2012). Bonding with self-etching primers—pumice or pre-etch? An in vitro study. *The European Journal of Orthodontics*, 34(2), 257–261.
- Fjeld, M., ve Øgaard, B. (2006). Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(5), 575–581.
- Fleming, P. S., Eliades, T., Katsaros, C., ve Pandis, N. (2013). Curing lights for orthodontic bonding: a systematic review and meta-analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(4), S92–S103.
- Flores, D. A., Choi, L. K., Caruso, J. M., Tomlinson, J. L., Scott, G. E., ve Jeiroudi, M. T. (1994). Deformation of metal brackets: a comparative study. *The Angle Orthodontist*, 64(4), 283–290.
- Freiman, S. W. (1992). Stress-corrosion cracking of glasses and ceramics. *ASM International, Stress-Corrosion Cracking: Materials Performance and Evaluation(USA)*, 1992, 337–344.
- Gardner, A., ve Hobson, R. (2001). Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(1), 64–67.
- Gautam, P., ve Valiathan, A. (2007). Ceramic brackets: in search of an ideal! *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 20(2), 122–127.
- Giannini, M., Makishi, P., Ayres, A. P. A., Vermelho, P. M., Fronza, B. M., Nikaido, T., ve Tagami, J. (2015). Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian Dental Journal*, 26, 3–10.
- Gökalp, S., Güçiz Doğan, B., Tekçiçek, M., Berberoğlu, A., ve Ünlüer, Ş. (2007). Erişkin ve yaşlılarda ağız-diş sağlığı profili Türkiye-2004. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, 31(4), 11–18.
- Gokul Lakshmi, S., Arivuoli, D., ve Ganguli, B. (2002). Surface modification and characterisation of Ti-Al-V alloys. *Materials Chemistry and Physics*, 76(2), 187–190. [https://doi.org/10.1016/S0254-0584\(01\)00517-X](https://doi.org/10.1016/S0254-0584(01)00517-X)

- Greig, V. (2012). *Craig's restorative dental materials*. Nature Publishing Group UK London.
- Grubisa, H. S. I., Heo, G., Raboud, D., Glover, K. E., ve Major, P. W. (2004). An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(2), 213–219.
- Hacıağaoğlu Akkız, F. (2023). *Kompozit Yüzeylere Farklı Yüzey Değişikliği Uygulamaları ile Yapıştırılan Porselen Braketlerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi*. İstanbul Üniversitesi.
- Haddad, A. C. S. S., Tortamano, A., Souza, A. L. de, ve Oliveira, P. V. de. (2009). An in vitro comparison of nickel and chromium release from brackets. *Brazilian Oral Research*, 23, 399–406.
- Heba Y. Ismail, Soliman, S. A., ve HalaMounir. (2015). A scanning electron microscopic study to determine the effect of different etching techniques on enamel surface. *Journal of Geotechnical and Geoenvironmental Engineering ASCE*, 120(11), 259.
- Hegde, V. S., ve Khatavkar, R. A. (2010). A new dimension to conservative dentistry: Air abrasion. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13(1), 4.
- Hicks, M. J., Westerman, G. H., Flaitz, C. M., ve Powell, G. L. (2000). Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 67(3), 169–175.
- Hobson, R. S., McCabe, J. F., ve Hogg, S. D. (2001). Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dental Materials*, 17(2), 184–189.
- Hosoya, Y., Kawashita, Y., Yoshida, M., Suefuji, C., ve Marshall, G. W. (2000). Fluoridated light-activated bonding resin adhesion to enamel and dentin: primary vs. permanent. *Pediatric Dentistry*, 22(2), 101–106.
- Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Kimura, Y., Nakamura, G. E. N., ve Matsumoto, K. (1999). Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er: YAG laser irradiation with or without water mist. *Journal of Clinical Laser Medicine ve Surgery*, 17(3), 105–109.
- Huang, G. J., Graber, L. W., Vanarsdall, R. L., ve Vig, K. W. L. (2016). *Orthodontics-E-Book: current principles and techniques*. Elsevier Health Sciences.

- Huang, T.-H., Yen, C.-C., ve Kao, C.-T. (2001). Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(1), 68–75.
- Iijima, M., Ito, S., Yuasa, T., Muguruma, T., Saito, T., ve Mizoguchi, I. (2008). Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems. *Dental Materials Journal*, 27(3), 392–399.
- Imazato, S., Tarumi, H., Kato, S., ve Ebisu, S. (1999). Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *Journal of Dentistry*, 27(4), 279–283.
- Imazato, S., Torii, M., Tsuchitani, Y., McCabe, J. F., ve Russell, R. R. B. (1994). Incorporation of bacterial inhibitor into resin composite. *Journal of Dental Research*, 73(8), 1437–1443.
- Inokoshi, M., De Munck, J., Minakuchi, S., ve Van Meerbeek, B. (2014). Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 93(4), 329–334.
- İşiker Kara, G. (2020). *Er:YAG lazer destekli ve diyet 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*. Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji Ana Bilim Dalı.
- ISO, I. (2003). TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat.
- Jena, A. K., Duggal, R., ve Mehrotra, A. K. (2007). Physical properties and clinical characteristics of ceramic brackets: a comprehensive review. *Trends Biomater Artif Organs*, 20(2), 101–115.
- Jiménez-Planas, A., Martín, J., Ábalos, C., ve Llamas, R. (2008). Developments in polymerization lamps. *Quintessence International*, 39(2).
- Jones, R. H. (Ed.). (2017). *Stress-Corrosion Cracking: Materials Performance and Evaluation*. ASM International. <https://doi.org/10.31399/asm.tb.sccmpe2.9781627082662>
- Joseph, V. P., ve Rossouw, E. (1990). The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(2), 121–125.

- Jumanca, D., Matichescu, A., Galuscan, A., Rusu, L. C., ve Muntean, C. (2018). Comparative study of acid etching on dental enamel. *Rev. Chim.(Bucharest)*, 69, 2913–2915.
- Juntavee, N., Juntavee, A., Wongnara, K., Klomklorm, P., ve Khechonnan, R. (2018). Shear bond strength of ceramic bracket bonded to different surface-treated ceramic materials. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(12), e1167.
- Jurišić, S., Jurišić, G., ve Jurić, H. (2015). Influence of adhesives and methods of enamel pretreatment on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Acta Stomatologica Croatica: International Journal of Oral Sciences and Dental Medicine*, 49(4), 269–274.
- Kalpakistan, S., ve Schmid, S. R. (2009). Manufacturing engineering. *Technology; Prentice Hall: London, UK*, 568–571.
- Kansal, R., Rani, S., Kumar, M., Kumar, S., ve Issar, G. (2018). Comparative evaluation of shear bond strength of newer resin cement (RelyX ultimate and RelyX U200) to lithium disilicate and zirconia ceramics as influenced by thermocycling. *Contemporary Clinical Dentistry*, 9(4), 601.
- Kapur, R., Sinha, P. K., ve Nanda, R. S. (1999). Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(3), 271–274.
- Kara, M., Demir, Ö., ve Doğru, M. (2020). Bond strength of metal and ceramic brackets on resin nanoceramic material with different surface treatments. *Turkish Journal of Orthodontics*, 33(2), 115.
- Karabela, M. M., ve Sideridou, I. D. (2011). Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *Dental Materials*, 27(11), 1144–1152.
- Katırcıoğlu, A. (2021). *Asitle Pürüzlendirilmiş Mine Yüzeyine Braketlerle Uygulanan Işıklı ve Kimyasal Olarak Sertleşen Adezivlerin Makaslama Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi*. Sivas Cumhuriyet Üniversitesi.
- Katona, T. R. (1997). A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112(3), 244–251.

- Katona, T. R., ve Long, R. W. (2006). Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(1), 60–64.
- Keim, R. G. (2021). 2021 JCO orthodontic practice study. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 55(10), 589.
- Keim, R. G., Gottlieb, E. L., Nelson, A. H., ve Vogels 3rd, D. S. (2002). 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1. Results and trends. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 36(10), 553–568.
- Kelly, J. R., Benetti, P., Rungruanganunt, P., ve Della Bona, A. (2012). The slippery slope—critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dental Materials*, 28(1), 41–51.
- Kern, M. (2009). Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23(7–8), 1097–1111.
- Khaled, S. M. Z., Miron, R. J., Hamilton, D. W., Charpentier, P. A., ve Rizkalla, A. S. (2010). Reinforcement of resin based cement with titania nanotubes. *Dental Materials*, 26(2), 169–178.
- Khan, H. (2015). Orthodontic Brackets Selection. *Placement and Debonding*.
- Kiremitçi, A., ve Altıncı, P. (2008). Self-etch adeziv sistemlerde güncel gelişmeler Bölüm I: Farklı özelliklerde diş sert dokularına bağlanma etkinliği. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg.(. Clinical Dentistry and Research)*, 32(4), 33–48.
- Kitahara-Céia, F. M. F., Mucha, J. N., ve dos Santos, P. A. M. (2008). Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(4), 548–555.
- Klein, A. L. L., Rodrigues, L. K. A., Eduardo, C. P., Nobre dos Santos, M., ve Cury, J. A. (2005). Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *European Journal of Oral Sciences*, 113(3), 239–244.
- Kravitz, N. D., ve Kusnoto, B. (2008). Soft-tissue lasers in orthodontics: an overview. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), S110–S114.

- Křivková, T., Tichý, A., Tycová, H., ve Kučera, J. (2023). The Influence of Various Adhesive Systems and Polishing Methods on Enamel Surface Roughness after Debonding of Orthodontic Brackets: A Three-Dimensional In Vitro Evaluation. In *Materials* (Vol. 16, Issue 14). <https://doi.org/10.3390/ma16145107>
- Küçükeşmen, Ç. (2006). Farklı Işık Kaynakları ve Yeni Polimerizasyon Teknikleri. *Cumhuriyet Ni Ersitesi İş Ekimliği Akültesi Ergisi*, 9(2).
- Kusy, R. P., ve O'grady, P. W. (2000). Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part II—the active configuration. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(6), 675–684.
- Kusy, R. P., ve Whitley, J. Q. (2005). Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(4), 420–427.
- Larmour, C. J., ve Chadwick, R. G. (1995). Effects of a commercial orthodontic debonding agent upon the surface microhardness of two orthodontic bonding resins. *Journal of Dentistry*, 23(1), 37–40.
- Li, R., Ren, Y., ve Han, J. (2000). 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 Journal of Stomatology*, 18(6), 377–379.
- Lindberg, A., Van Dijken, J. W. V, ve Hörstedt, P. (2005). In vivo interfacial adaptation of class II resin composite restorations with and without a flowable resin composite liner. *Clinical Oral Investigations*, 9, 77–83.
- Linklater, R. A., ve Gordon, P. H. (2003). Bond failure patterns in vivo. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(5), 534–539.
- Liu, J.-K., Chung, C.-H., Chang, C.-Y., ve Shieh, D.-B. (2005). Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(6), 761–765.
- Lo Giudice, A., Isola, G., Rustico, L., Ronsivalle, V., Portelli, M., ve Nucera, R. (2020). The efficacy of retention appliances after fixed orthodontic treatment: a systematic review and meta-analysis. *Applied Sciences*, 10(9), 3107.

- Long, M., ve Rack, H. J. (1998). Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. *Biomaterials*, 19(18), 1621–1639. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00146-4](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00146-4)
- López Fernández, S., Palma Calero, J. M., Guerrero Ibarra, J., Ballasteros Lozano, M., ve Elorza Pérez, H. (2004). Fuerza de retención al esmalte con adhesivos usados en ortodoncia, utilizando dos tipos de base de brackets (estudio comparativo in vitro). *Revista Odontológica Mexicana*, 8(4). <https://doi.org/10.22201/fo.1870199xp.2004.8.4.16084>
- Mahmoud, S. S., Anwar, M. N. M., Ghallab, O. H., ve Ibrahim, M. N. (2020). The Effect Of Auto-Polymerizing, Photo-Polymerizing And Dual-Polymerizing Self-Etching Adhesive Systems On Shear Bond Strength And Nano-Leakage Of Two Direct Resin Composite Core Materials: An In-Vitro Study. *Dental Journal*, 66, 1.
- Maijer, R., ve Smith, D. C. (1982). Corrosion of orthodontic bracket bases. *American Journal of Orthodontics*, 81(1), 43–48.
- Maiman, T. H. (2002). Stimulated optical radiation in ruby. *SPIE Milestone Series*, 173, 61.
- Malinowski, S., ve Moutaabbib, L. (2009). Metal brackets. *L'Orthodontie Francaise*, 80(1), 23–26.
- Manzo, B., Liistro, G., ve De Clerck, H. (2004). Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(1), 30–35.
- McCabe, J. F., ve Walls, A. W. G. (2008). *Applied Dental Materials*. 9th Editio.
- Meguro, D., Hayakawa, T., Kawasaki, M., ve Kasai, K. (2006). Shear bond strength of calcium phosphate ceramic brackets to human enamel. *The Angle Orthodontist*, 76(2), 301–305.
- Merrill, S. W., Oesterle, L. J., ve Hermes, C. B. (1994). Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(3), 290–297.
- Michalske, T. A., Bunker, B. C., ve Freiman, S. W. (1986). Stress corrosion of ionic and mixed ionic/covalent solids. *Journal of the American Ceramic Society*, 69(10), 721–724.

- Millett, D. T., Hallgren, A., Fornell, A. C., ve Robertson, M. (1999). Bonded molar tubes: a retrospective evaluation of clinical performance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 115(6), 667–674. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(99\)70293-3](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(99)70293-3)
- Miura, F., Nakagawa, K., ve Ishizaki, A. (1973). Scanning electron microscopic studies on the direct bonding system. *The Bulletin of Tokyo Medical and Dental University*, 20(3), 245–260.
- Montasser, M. A., ve Drummond, J. L. (2009). Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. *The Angle Orthodontist*, 79(4), 773–776.
- Moore, M. M., Harrington, E., ve Rock, W. P. (2004). Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. *The European Journal of Orthodontics*, 26(6), 579–583.
- Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., ve Bombarda, N. H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, 41(5), 404–411.
- Murray, S. D., ve Hobson, R. S. (2003). Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(1), 2–9.
- Nair, K. C., Dathan, P. C., Sreeba, S. B., ve Soman, A. K. (2022). Hardness of Dental Materials is an Essential Property that Determines the Life of Restorations-An Overview. *Acta Scientific Dental Sciences (ISSN: 2581-4893)*, 6(12).
- Nair, S. V., Padmanabhan, R., ve Janardhanam, P. (2012). Evaluation of the effect of bracket and archwire composition on frictional forces in the buccal segments. *Indian Journal of Dental Research*, 23(2), 203.
- Nawrocka, A., ve Lukomska-Szymanska, M. (2020). The Indirect Bonding Technique in Orthodontics—A Narrative Literature Review. *Materials*, 13(4), 986.
- Nomoto, R., McCabe, J. F., ve Hirano, S. (2004). Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Operative Dentistry*, 29(3), 287–294.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Chicago.
- Oesterle, L. J., ve Shellhart, W. C. (2001). Bracket bond strength with transillumination of a light-activated orthodontic adhesive. *The Angle Orthodontist*, 71(4), 307–311.

- Ogaard, B. (2004). , Enamel effects during bonding-debonding and treatment with fixed appliances. *Risk Management in Orthodontics: Experts' Guide to Malpractice*.
- Øgaard, B. (1989). Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: A study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96(5), 423–427.
- Oh, K.-T., Choo, S.-U., Kim, K.-M., ve Kim, K.-N. (2005). A stainless steel bracket for orthodontic application. *The European Journal of Orthodontics*, 27(3), 237–244.
- Olsen, M. E., Bishara, S. E., Damon, P., ve Jakobsen, J. R. (1997). Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111(5), 498–501.
- Omana, H. M. (1992). Frictional properties of metal and ceramic brackets. *JCO*, 17, 425–433.
- Önal, B. (2004). *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları* (!. Baskı). Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- Oonsombat, C., Bishara, S. E., ve Ajlouni, R. (2003). The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(5), 547–550.
- Osborne, D. (2021). *Effect of pad design and bracket manufacturing method on bracket bond strength*. West Virginia University.
- Oyama, N., Komori, A., ve Nakahara, R. (2004). Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents. *The Angle Orthodontist*, 74(6), 810–815.
- Özcan, A., ve Sevimay, M. (2016). Diş Hekimliğinde Lazer. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 22(2).
- Özcan, M. (2002). The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 469–472.
- Ozer, M., Oz, A. A., Akdeniz, B. S., ve Dinçyürek, C. (2012). Effect of curing time on shear bond strength of different adhesive system: an in vitro study. *Clin Dent Res*, 36(3), 21–26.
- Özkalaycı, N., ve Çiçek, O. (2018). Ortodontik Braketler; Bölüm I. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 3, 125–133.
- Öztaş, E., ve Hacıağaoğlu, F. (2019). *MR Çekilecek Ortodonti Hastaları İçin Klinik Rehber*. TOD. <https://tod.org.tr/hekimler-icin/yol-haritasi/>

- Öztürk, B., Malkoç, S., Koyutürk, A. E., Çatalbaş, B., ve Özer, F. (2008). Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *The European Journal of Orthodontics*, 30(4), 407–412.
- Palin, W. M., ve Fleming, G. J. P. (2003). Low-shrink monomers for dental restorations. *Dental Update*, 30(3), 118–122.
- Parker, S. (2007). Introduction, history of lasers and laser light production. *British Dental Journal*, 202(1), 21–31.
- Pashley, D. H., ve Carvalho, R. M. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of Dentistry*, 25(5), 355–372. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(96\)00057-7](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(96)00057-7)
- Patcas, R., Zinelis, S., Eliades, G., ve Eliades, T. (2015). Surface and interfacial analysis of sandblasted and acid-etched enamel for bonding orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147(4), S64–S75.
- Perdigão, J., Sezinando, A., ve Monteiro, P. C. (2012). Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *American Journal of Dentistry*, 25(3), 153.
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., ve Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, 26(12), 1176–1184.
- Peutzfeldt, A., ve Nielsen, L. A. (2004). Bond strength of a sealant to primary and permanent enamel: phosphoric acid versus self-etching adhesive. *Pediatric Dentistry*, 26(3), 240–244.
- Pithon, M. M., Oliveira, M. V. de, Ruellas, A. C. de O., Bolognese, A. M., ve Romano, F. L. (2007). Shear bond strength of orthodontic brackets to enamel under different surface treatment conditions. *Journal of Applied Oral Science*, 15, 127–130.
- Platt, J. A., Guzman, A., Zuccari, A., Thornburg, D. W., Rhodes, B. F., Oshida, Y., ve Moore, B. K. (1997). Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112(1), 69–79.
- Powers, J M, ve Sakaguchi, R. L. (2006). Craigs. *Restorative Dental Materials*. 12th Ed. St. Louis: Mosby, 236–240.
- Powers, John M, Kim, H. B., ve Turner, D. S. (1997). Orthodontic adhesives and bond strengthtesting. *Seminars in Orthodontics*, 3(3), 147–156.

- Price, R. B. T., Felix, C. A., ve Andreou, P. (2003). Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal-Canadian Dental Association*, 69(10), 666.
- Price, R. B. T., Felix, C. A., ve Andreou, P. (2004). Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*, 25(18), 4465–4477.
- Proffit, W R, Fields, H. W., ve Sarver, D. M. (2006). Contemporary orthodontics: Elsevier Health Sciences. *Philadelphia, USA*.
- Proffit, William R, ve Fields, H. W. (2000). Contemporary Orthodontics. 3 [sup] rd ed. *St. Louis: Mosby Inc*, 165–170.
- Puthiyapurayil, G., Antony, V., Shaloob, M., Roshan, G., Nayaz, M., ve Parayaruthottam, P. (2024). Effect of photopolymerization time on shear bond strength and microleakage of orthodontic adhesives: An in vitro study. *Journal of International Oral Health*, 16(1), 57–62.
- Rai, S., Prasad, R. R., ve Jain, A. K. (2022). A comparative study of shear bond strength of four different light cure orthodontic adhesives: An in vitro study. *J. Contemp. Orthod*, 6(3), 94–99.
- Ramoglu, S. I., Usumez, S., ve Buyukyilmaz, T. (2008). Accelerated aging effects on surface hardness and roughness of lingual retainer adhesives. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 140–144.
- Ramp, L. C., Broome, J. C., ve Ramp, M. H. (2006). Hardness and wear resistance of two resin composites cured with equivalent radiant exposure from a low irradiance LED and QTH light-curing units. *American Journal of Dentistry*, 19(1), 31–36.
- Reimann, S., Bourauel, C., Weber, A., Dirk, C., ve Lietz, T. (2016). Friction behavior of ceramic injection-molded (CIM) brackets. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte Der Kieferorthopadie*, 77(4).
- Retamoso, L. B., Luz, T. B., Marinowic, D. R., Machado, D. C., De Menezes, L. M., Freitas, M. P. M., ve Oshima, H. M. S. (2012). Cytotoxicity of esthetic, metallic, and nickel-free orthodontic brackets: Cellular behavior and viability. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(1), 70–74.
- Reynolds, I. R. (1975). A review of direct orthodontic bonding. *British Journal of Orthodontics*, 2(3), 171–178.

- Rix, D., Foley, T. F., ve Mamandras, A. (2001). Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(1), 36–42.
- Roberts-Harry, D. P. (1992). Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: a preliminary clinical study. *Lasers in Surgery and Medicine*, 12(5), 467–470.
- Russell, J. S. (2005). Current products and practice: aesthetic orthodontic brackets. *Journal of Orthodontics*, 32(2), 146–163.
- RW, P. (1991). Skinner's science of dental materials, 9th. *Philedephia: WB Saunders Co*, 203–207.
- Saghiri, M. A., Asgar, K., Lotfi, M., Karamifar, K., Saghiri, A. M., Neelakantan, P., Gutmann, J. L., ve Sheibaninia, A. (2012). Back-scattered and secondary electron images of scanning electron microscopy in dentistry: a new method for surface analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(6), 603–609.
- Sahin, D., Kapdan, A., Murat, U., ve Hurmuzlu, F. (2011). Farklı yapıdaki kompozit rezin materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Dental Journal*, 12(1), 22–28.
- Saito, A., Komine, F., Blatz, M. B., ve Matsumura, H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 247–257.
- Salem, J. A., Powers, L. M., Allen, R., ve Calomino, A. (2001). Slow crack growth and fracture toughness of sapphire for a window application. *Window and Dome Technologies and Materials VII*, 4375, 41–52.
- Sasaki, L. H., Lobo, P. D. C., Moriyama, Y., Watanabe, I.-S., Villaverde, A. B., Tanaka, C. S.-I., Moriyama, E. H., ve Brugnera Jr, A. (2008). Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er: YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro. *Brazilian Dental Journal*, 19, 57–61.
- Schiff, N., Dalard, F., Lissac, M., Morgon, L., ve Grosogeat, B. (2005). Corrosion resistance of three orthodontic brackets: a comparative study of three fluoride mouthwashes. *The European Journal of Orthodontics*, 27(6), 541–549.

- Schmage, P., Nergiz, I., Herrmann, W., ve Özcan, M. (2003). Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(5), 540–546.
- Schneider, L. F. J., Cavalcante, L. M., Silikas, N., ve Watts, D. C. (2011). Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. *Journal of Oral Science*, 53(4), 413–419.
- Scougall Vilchis, R. J., Yamamoto, S., Kitai, N., ve Yamamoto, K. (2009). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(3), 425–430. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.08.024>
- Sernetz, F. (1995). Titanium and titanium alloys in orthodontics. *Quintessence Int*, 21, 615–626.
- Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., ve Scribante, A. (2011). Shear bond strength of fibre-reinforced composite nets using two different adhesive systems. *European Journal of Orthodontics*, 33(1), 66–70. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjq030>
- Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., Scribante, A., Boehme, A., ve Jost-Brinkmann, P.-G. (2006). Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(4), 541–546.
- Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., Scribante, A., ve Klersy, C. (2004). Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 342–347.
- Shahdad, S. A., McCabe, J. F., Bull, S., Rusby, S., ve Wassell, R. W. (2007). Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials*, 23(9), 1079–1085.
- Shaik, J. A., Reddy, R. K., Bhagyalakshmi, K., Shah, M. J., Madhavi, O., ve Ramesh, S. V. (2018). In vitro evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different adhesives. *Contemporary Clinical Dentistry*, 9(2), 289–292.
- Shaik, M. S., Pattanaik, S., Pathuri, S., ve Sivakumar, A. (2015). Shear Bond strength of different adhesive materials used for bonding orthodontic brackets: A comparative in vitro study. *Orthodontic Journal of Nepal*, 5(1), 22–26.

- Sharma, S., Tandon, P., Nagar, A., Singh, G. P., Singh, A., ve Chugh, V. K. (2014). A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. *Journal of Orthodontic Science*, 3(2), 29–33.
- Shimada, Y., Yamaguchi, S., ve Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, 18(5), 380–388.
- Shintcovsk, R. L., Knop, L. A. H., Gandini Jr, L. G., Martins, L. P., ve Pires, A. S. (2015). Comparison surface characteristics and chemical composition of conventional metallic and nickel-free brackets. *Brazilian Oral Research*, 29, 1–8.
- Sideridou, I. D., Karabela, M. M., ve Vouvoudi, E. C. (2011). Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dental Materials*, 27(6), 598–607.
- Signorelli, M. D., Kao, E., Ngan, P. W., ve Gladwin, M. A. (2006). Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(2), 277–282.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y., ve Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 17(5), 420.
- Smales, R. J., Webster, D. A., ve Leppard, P. I. (1991). Survival predictions of four types of dental restorative materials. *Journal of Dentistry*, 19(5), 278–282.
- Smith, R. L., ve Sandly, G. E. (1922). An accurate method of determining the hardness of metals, with particular reference to those of a high degree of hardness. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 102(1), 623–641.
- Smyth, R. S. D., Hunt, N. P., ve Sharif, M. O. (2020). An Overview of Orthodontic Bonding. *Orthodontic Update*, 13(3), 130–133. <https://doi.org/10.12968/ortu.2020.13.3.130>
- Soderquist, S. A., Drummond, J. L., ve Evans, C. A. (2006). Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(2), 175-e7.
- Sorel, O., El Alam, R., Chagneau, F., ve Cathelineau, G. (2002). Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(3), 260–266.

- Spies, H. J., Reinhold, B., ve Wilsdorf, K. (2001). Gas nitriding - Process control and nitriding non-ferrous alloys. *Surface Engineering*, 17(1), 41–54. <https://doi.org/10.1179/026708401101517593>
- Staudt, C. B., Krejci, I., ve Mavropoulos, A. (2006). Bracket bond strength dependence on light power density. *Journal of Dentistry*, 34(7), 498–502.
- Summitt, J. B. (2001). Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. (No Title).
- Sun, W., Cai, Q., Li, P., Deng, X., Wei, Y., Xu, M., ve Yang, X. (2010). Post-draw PAN–PMMA nanofiber reinforced and toughened Bis-GMA dental restorative composite. *Dental Materials*, 26(9), 873–880.
- Sunna, S., ve Rock, W. P. (1999). An ex vivo investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. *British Journal of Orthodontics*, 26(1), 47–50.
- Swanson, T., Dunn, W. J., Childers, D. E., ve Taloumis, L. J. (2004). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 337–341.
- Szustakiewicz, B., Djerbi, N., Gondy, A., Derki, M., Devulder-Salana, A., Pindi, G., Rakotomalala, H., Sergent, O., Swead, M., ve Tronet, J. (2009). Behavior of materials in the oral environment. *L'Orthodontie Francaise*, 80(1), 99–135.
- Tagami, J., Hosoda, H., ve Fusayama, T. (1988). Optimal technique of etching enamel. *Operative Dentistry*, 13(4), 181–184.
- Tay, F. R., King, N. M., Chan, K. M., Yiu, C. K. Y., ve Pashley, D. H. (2002). How can nanoleakage occur in self-etching adhesives that demineralize and infiltrate simultaneously? *Journal of Dental Research*,.
- Teshima, W., Nomura, Y., Tanaka, N., Urabe, H., Okazaki, M., ve Nahara, Y. (2003). ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*, 24(12), 2097–2103.
- Thawaba, A. A., Albelasy, N. F., Elsherbini, A. M., ve Hafez, A. M. (2023). Evaluation of enamel roughness after orthodontic debonding and clean-up procedures using zirconia, tungsten carbide, and white stone burs: an in vitro study. *BMC Oral Health*, 23(1), 478. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03194-6>

- Toledano, M., Osorio, R., De Leonardi, G., Rosales-Leal, J. I., Ceballos, L., ve Cabrerizo-Vilchez, M. A. (2001). Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *American Journal of Dentistry*, 14(4), 205–210.
- Tonetto, M. R., Frizzera, F., Porto, T. S., Jordão, K. C. F., de Andrade, M. F., dos Santos, R. S. S., Klug, R. J., ve Bandeca, M. C. (2014). Methods for removal of resin remaining after debonding of orthodontic brackets: A literature review. *Journal of Dental Research and Review*, 1(2), 105–107.
- Topbaşı, N. M. (2017). *Ortodontik braketlerin bağlanma dayanımının ve ortodontik yapıştırıcıların polimerizasyon derecesi ve mikrosertiliğinin yeni nesil ışık cihazlarında farklı ışık gücü kullanılarak değerlendirilmesi*. Ordu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Ana Bilim Dalı.
- Topcu, F. T., Erdemir, U., Sahinkesen, G., Yildiz, E., Usulan, I., ve Acikel, C. (2010). Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 92(2), 470–478.
- Topcuoglu, T., Oksayan, R., Ademci, K. E., Goymen, M., Usumez, S., ve Usumez, A. (2013). Effects of water flow rate on shear bond strength of orthodontic bracket bonded to enamel surface after Er: YAG laser ablation. *Photomedicine and Laser Surgery*, 31(10), 486–491.
- Topcuoglu, T., Oksayan, R., Topcuoglu, S., Coskun, M. E., ve Isman, N. E. (2013). Effect of Er: YAG laser pulse duration on shear bond strength of metal brackets bonded to a porcelain surface. *Photomedicine and Laser Surgery*, 31(6), 240–246.
- Tse, M. (2012). *The effect of surface treatments and bonding agents on the shear bond strengths of orthodontic brackets bonded to aged composite resin restorations*. The University of Western Ontario (Canada).
- Tuncay, O. C. (2006). *Orthodontics: Current Principles and Techniques 4th ed.* Wiley Online Library.
- Türkün, Ş., ve Ergücü, Z. (2004). Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(2), 143–151.

- Ulker, M., Uysal, T., Ramoglu, S. I., ve Ertas, H. (2009). Microleakage under Orthodontic Brackets Using High-Intensity Curing Lights. *The Angle Orthodontist*, 79(1), 144–149. <https://doi.org/10.2319/111607-534.1>
- Urabe, H., Rossouw, P. E., Titley, K. C., ve Yamin, C. (1999). Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *The Angle Orthodontist*, 69(3), 267–275.
- Ure, D., ve Harris, J. (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dental Update*, 30(1), 10–15.
- Usoff, M. F., Al-Bayat, F. H., Baharuddin, I. H., ve Dasor, M. M. (2018). An image analysis of adhesive remnant index between metal and ceramic brackets: a clinical study. *Journal of International Dental and Medical Research*, 11(2), 543–550.
- Uysal, D., ve Güler, Ç. (2012). Diş hekimliğinde lazer: bir literatür derlemesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(Supplement 6).
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Coutinho, E., Poitevin, A., Yoshida, Y., Suzuki, K., Lambrechts, P., ve Van Meerbeek, B. (2007). Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *Journal of Dental Research*, 86(8), 739–744.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., ve Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University Of Washington*, 28(3), 215–235.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., ve De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100–e121.
- Van Meerbeek, B., Vargas, M., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P., ve Vanherle, G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative Dentistry*, 26, 119–144.
- Vatan, M. F. (2023). *Yeni ve Yaşlandırılmış Reçine Kompozit Yüzeylere Yapıştırılan Metal ve Porselen Braketlerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi*. İstanbul Üniversitesi.
- Venarsdall, G. (2005). Treatment options for sagittal corrections in Noncompliant Patients. *Orthodontics Current Principles ve Techniques (4th Edition)*. St Luis, Missouri: Elsevier Mosby, 882–883.

- Viazis, A. D., Cavanaugh, G., ve Bevis, R. R. (1990). Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(3), 214–221.
- Vicente, A., Bravo, L. A., Romero, M., José Ortiz, A., ve Canteras, M. (2005). A Comparison of the Shear Bond Strength of a Resin Cement and Two Orthodontic Resin Adhesive Systems. *The Angle Orthodontist*, 75(1), 109–113. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)075<0109:ACOTSB>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)075<0109:ACOTSB>2.0.CO;2)
- Webster, M. J., Nanda, R. S., Duncanson, M. G., Khajotia, S. S., ve Sinha, P. K. (2001). The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(1), 54–58. <https://doi.org/https://doi.org/10.1067/mod.2001.109888>
- Welbury, R., Raadal, M., ve Lygidakis, N. A. (2004). EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 5, 179–184.
- Wilson, K. S., Zhang, K., ve Antonucci, J. M. (2005). Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26(25), 5095–5103.
- Yap, A. U. (2000). Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Operative Dentistry*, 25(2), 113–120.
- Yap, A. U. J., Tan, C. H., ve Chung, S. M. (2004). Wear behavior of new composite restoratives. *Operative Dentistry-University of Washington-*, 29, 269–274.
- Yiğit, Ş. B., ve Gürsel, M. (2007). Periodontolojide lazer. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 16(1), 67–73.
- Yildiz, F., Yetim, A. F., Alsaran, A., ve Çelik, A. (2008). Plasma nitriding behavior of Ti6Al4V orthopedic alloy. *Surface and Coatings Technology*, 202(11), 2471–2476. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2007.08.004>
- Zachrisson, Björn U. (2007). Long-term experience with direct-bonded retainers: update and clinical advice. *Journal of Clinical Orthodontics*, 41(12), 728.
- Zachrisson, Björn U. (1977). A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, 71(2), 173–189.

- Zamzam, M. K., Hamadah, O., Espana-Tost, T., ve Arnabat-Dominguez, J. (2023). Comparative Study of Transmission of 2940 nm Wavelength in Six Different Aesthetic Orthodontic Brackets. In *Dentistry Journal* (Vol. 11, Issue 3). <https://doi.org/10.3390/dj11030067>
- Zanon, G., Contardo, L., ve Reda, B. (2022). The Impact of Orthodontic Treatment on Masticatory Performance: A Literature Review. *Cureus*, 14(10).
- Zinelis, S., Annousaki, O., Eliades, T., ve Makou, M. (2003). Metallographic structure and hardness of titanium orthodontic brackets. *Journal of Orofacial Orthopedics= Fortschritte Der Kieferorthopadie: Organ/Official Journal Deutsche Gesellschaft Fur Kieferorthopadie*, 64(6), 426–433.

EKLER

Ek 1: Etik Kurul Kararı

Çalışma için Biruni Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan
(Tarih: 14.06.2023, Protokol no: 2023/81-31) onay alınmıştır.



ÖZ GEÇMİŞ

Cansu Şeyma AĞRILI, 2004-2007 yılları arasında Erzurum İbrahim Hakkı Fen Lisesi' nde eğitim aldı. 2008-2013 yılları arasında Erzurum Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde lisans eğitimini tamamladı. Lisans eğitimini tamamladıktan sonra 2014 - 2015 yılları arasında Özel Buhara Hastanesi'nde, 2015–2021 yılları arasında Erzurum Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'nde diş hekimi olarak, 2021–2023 yılları arasında Üsküdar Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD Arş. Gör. olarak görev yapmıştır. 2024 yılı itibariyle İstanbul Kent Üniversitesi Ortodonti ABD Öğr. Gör. olarak göreve başlamıştır ve halen devam etmektedir.

