TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORTODONTİK YAPIŞTIRICILARIN NEM VARLIĞINDA FARKLI YÜZEYLERE BAĞLANMA KUVVETLERİNİN İN-VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Aslı Pelin KAYA BURSA

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Güvenç BAŞARAN

DİYARBAKIR-2020

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORTODONTİK YAPIŞTIRICILARIN NEM VARLIĞINDA FARKLI YÜZEYLERE BAĞLANMA KUVVETLERİNİN İN-VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Aslı Pelin KAYA BURSA

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Güvenç BAŞARAN

DİYARBAKIR-2020

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ONAY

Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı doktora öğrencisi Aslı Pelin KAYA BURSA'nın hazırladığı "Ortodontik yapıştırıcıların nem varlığında farklı yüzeylere bağlanma kuvvetlerinin in-vitro olarak karşılaştırılması" başlıklı tez Dicle Üniversitesi Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak……..

Tarih: …./…/20..

Danışman ..... _____

Jüri Üyeleri İmza

Jüri Başkanı ..... _____

Üye ..... _____

Üye ..... _____

Üye ..... _____

Üye ..... _____

Bu tez Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun …./…/20.. tarih ve ……..... sayılı kararıyla ……..

…../…../.....

Prof. Dr. Hakkı Murat BİLGİN

Dicle Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

..../...../20...

Aslı Pelin KAYA
BURSA
İmza

TEŞEKKÜR

Ortodonti doktora eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen ve her konuda yol gösterici olan, değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Güvenç BAŞARAN' a,

Her anlamda öğretici davranan ve bilgilerini bizlerden esirgemeyen Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı' nın değerli öğretim üyeleri; Prof. Dr. Seher GÜNDÜZ ARSLAN, Dr. Öğr. Üyesi Mehmet DOĞRU, Dr. Öğr. Üyesi Atılım AKKURT, Dr. Öğr. Üyesi Kamile KESKİN ORUÇ' a,

Doktora tezimi tamamlama sürecinde tez izleme komitemde bulunan ve bana yol gösteren Prof. Dr. Emin Caner TÜMEN' e,

Tezimin deneysel aşamalarının yurtdışında tamamlanmasında desteklerini esirgemeyen Prof. Dr. Zelal SEYFİOĞLU POLAT' a ve bana bu süreçte ev sahipliği yapan Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Adeziv Diş Hekimliği Araştırma Grubu araştırıcıları; Prof. Dr. Arzu TEZVERGİL MUTLUAY, Doç. Dr. Murat MUTLUAY, Dr. Roda SESEOĞULLARI DİRİHAN' a,

Tez çalışmamın istatistiksel analiz kısımlarında desteklerini esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Ersin UYSAL' a,

Doktora eğitimimim boyunca hep yanımda olan ve yardımlarını esirgemeyen anabilim dalımızdaki değerli asistan arkadaşlarıma ve anabilim dalımızın diğer çalışanlarına,

Bugünlere gelmemi sağlayan, emeklerini asla ödeyemeyeceğim babam Prof. Dr. Halil KAYA' ya, annem Prof. Dr. Beyza KAYA' ya, kardeşlerim Dr.Alper KAYA, Dt. Emre KAYA ve Ömer KAYA' ya,

Tanıştığımız andan itibaren çeşitli zorlukları beraber aştığımız ve tez sürecimde de bana sabırla destek olan hayat arkadaşım Dt. Muhammet Çağlar BURSA' ya teşekkür ederim.

Bu tez, Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından DİŞ.18.007 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK

TEZ ONAY FORMU

BEYAN I

TEŞEKKÜR II

İÇİNDEKİLER III

KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ IX

ŞEKİLLER LİSTESİ XIII

RESİMLER LİSTESİ XIV

TABLOLAR LİSTESİ XVI

1.ÖZET 1

1.1.Türkçe Özet 1

1.2. Abstract 3

2.GİRİŞ ve AMAÇ 5

3.GENEL BİLGİLER 8

3.1.Sabit Ortodontik Tedavi ve Tarihçesi 8

3.2.Ortodontik Braketler 9

3.2.1.Ortodontik braketlerin sınıflandırılması 9

3.2.1.1.Üretimde kullanılan materyale göre braketler 11

3.2.1.1.1.Metal braketler 11

3.2.1.1.1.1. Paslanmaz çelik braketler 13

3.2.1.1.1.2.Kobalt krom braketler 14

3.2.1.1.1.3.Titanyum braketler 14

3.2.1.1.1.4.Değerli metallerden üretilen braketler 15

3.2.1.1.2.Plastik braketler 15

3.2.1.1.2.1.Kompozit braketler 16

3.2.1.1.3.Seramik braketler 17

3.2.1.1.3.1.Alüminyum oksit (Alümina) braketler 18

3.2.1.1.3.1.1.Monokristalin (Safir) braketler 18

3.2.1.1.3.1.2.Polikristalin braketler 18

3.2.1.1.3.2.Zirkonyum dioksit (Zirkonya) braketler 19

3.2.1.1.3.3.Kalsiyum fofat seramik braketler 19

3.3.Ortodontik Braketlerin Yapıştırılması 19

3.3.1. Ortodontik braketlerin mine yüzeyine yapıştırılması 20

3.3.1.1.Mine yüzeyinin temizlenmesi 20

3.3.1.2.Mine yüzeyinin hazırlanması 21

3.3.1.3.Mine yüzeyinin örtülmesi 22

3.3.1.3.1. Geleneksel primerler 22

3.3.1.3.2. Nemli ortamda kullanılabilen primerler 24

3.3.1.3.3.Kendinden asitli primerler 25

3.3.1.3.4.Universal adezivler 27

3.3.1.4.Ortodontik ataşmanın yerleştirilmesi 28

3.4.Ortodontik Amaçla Kullanılan Yapıştırıcılar 29

3.4.1.Kompozit rezinler 30

3.4.1.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre 32

3.4.1.2.Vizkozitelerine göre 32

3.4.1.3.Polimerizasyon mekanizmasına göre 33
3.4.1.3.1.Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler 34
3.4.1.3.2.Işıkla polimerize olan kompozitler 35
3.4.1.3.3.Hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olan kompozitler 36
3.4.2.Cam iyonomer simanlar 36
3.4.3.Rezin modifiye cam iyonomer simanlar 38
3.4.4.Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler) 39
3.4.5.Siyanoakrilat yapıştırıcılar 41
3.5.Ortodontik Braketlerin Dental Restorasyonlara Yapıştırılması 42
3.5.1.Ortodontik braketlerin amalgam yüzeylere yapıştırılması 42
3.5.2.Ortodontik braketlerin kompozit yüzeylere yapıştırılması 44
3.5.3.Ortodontik braketlerin seramik yüzeylere yapıştırılması 46
3.6.CAD–CAM Sistemleri 51
3.6.1.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan materyaller 53
3.6.1.1.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan kompozit rezin materyaller 54
3.6.1.2.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan polimerler 54
3.6.1.3.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan metaller 54
3.6.1.4.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan seramikler 55
3.6.1.4.1. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan cam seramikler 55
3.6.1.4.1.1.Feldspatik seramikler 55
3.6.1.4.1.2.Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler 56
3.6.1.4.1.3.Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler 56
3.6.1.4.2.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya materyaller 58
3.6.1.4.3.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan hibrit seramik materyaller 59
4.GEREÇ ve YÖNTEM 60

4.1.Deney Gruplarının Hazırlanmasında Kullanılan Materyal ve Cihazlar 60
4.1.1.Çalışmada kullanılan ortodontik ataşmanlar 60
4.1.1.1.Metal braketler 60
4.1.1.2.Safir braketler 61
4.1.2.Braketlerin yapıştırıldığı yüzeyler 61
4.1.2.1.Diş 61
4.1.2.2.Seramik 61
4.1.3.Hassas kesme cihazı 62
4.1.4.Akrilik 62
4.1.5.Yüzey hazırlığında kullanılan materyaller 63
4.1.5.1.Pomza 63
4.1.5.2.Seramik parlatma seti 63
4.1.5.3.Ortofosforik asit-OFA (H_3PO_4) 64
4.1.5.4.Hidroflorik asit (HF) 65
4.1.5.5.CoJet kum 66
4.1.5.6.Silan 66
4.1.6.Ortodontik yüzey örtücüler 67
4.1.6.1.Transbond XT Primer 67
4.1.6.2.Transbond Moisture Insensitive Primer (MIP) 67
4.1.6.3.Transbond Plus Self Etching Primer (SEP) 68
4.1.4.4.Brace Paste Moisture Tolerant Primer (MTP) 68
4.1.6.5.Assure Plus All Surface Bonding Resin 69
4.1.7.Ortodontik yapıştırıcılar 69
4.1.7.1.Transbond XT Light Cure Paste 69
4.1.7.2.Brace Paste Adhesive 69

4.1.7.3.Assure Light Cure Adhesive Paste 70

4.1.7.4.Prime Master LC 70

4.1.7.5.Smart Bond LC 71

4.1.7.6.GC Fuji Ortho LC 71

4.1.8.Işık cihazı 72

4.1.9.Termal siklus cihazı 73

4.1.10.Çekme-Basma test cihazı 73

4.1.11.Stereomikroskop 74

4.1.12.Taramalı elektron mikroskobu (SEM) 74

4.2.Metot 74

4.2.1.Dişlerin toplanması ve saklama koşulları 76

4.2.2.Seramik blokların kesilmesi 76

4.2.3.Örneklerin soğuk akriliğe gömülmesi 77

4.2.4.Diş ve seramik yüzeylerin yapışmaya uygun hale getirilmesi 77

4.2.4.1.Diş yüzeylerinin yapışmaya uygun hale getirilmesi 77

4.2.4.2. Seramik yüzeylerin yapışmaya uygun hale getirilmesi 78

4.2.5.Braketlerin Yapıştırılması 79

4.2.6.Termal siklus 85

4.2.7.Bağlanma dayanımı değerlerinin ölçümü 85

4.2.8.Artık yapıştırıcı miktarının değerlendirilmesi 86

4.2.9.Örneklerin taramalı elektron mikroskobu (SEM) için hazırlanması ve incelenmesi 87

4.2.10.İstatistiksel analiz 88

5.BULGULAR 89

5.1.Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları 89

5.1.1. Yapıştırıcılara göre diş yüzeyinde metal braketlerin bağlanma dayanımı bulguları 89
5.1.2.Yapıştırıcılara göre diş yüzeyinde safir braketlerin bağlanma dayanımı bulguları 91
5.1.3.Yapıştırıcılara göre seramik yüzeyde metal braketlerin bağlanma dayanımı bulguları 93
5.1.4.Yapıştırıcılara göre seramik yüzeyde safir braketlerin bağlanma dayanımı bulguları 96
5.2.Artık Yapıştırıcı Skorları ile İlgili Bulgular 98
5.2.1.Diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı skoru bulguları 98
5.2.2.Seramik yüzeyde kalan artık yapıştırıcı skoru bulguları 103
5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları 108
5.3.1. Mine yüzeyinin SEM ile incelenmesi 108
5.3.2. Seramik yüzeyin SEM ile incelenmesi 109
5.3.3. Kullanılan yapıştırıcıların SEM ile incelenmesi 110
6.TARTIŞMA 112
6.1.Amacın Tartışılması 112
6.2.Gereç ve Yöntemin Tartışılması 115
6.3.Bulguların Tartışılması 121
7. SONUÇLAR 147
8.KAYNAKLAR 150
9.ÖZGEÇMİŞ 175
10. EKLER 177
10.1.Ek 1. Etik Kurul Karar Raporu 177
11.ORİJİNALLİK RAPORU 178

KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ

M.Ö.	Milattan önce
yy	Yüzyıl
SAE	Otomotiv Mühendisleri Derneği
AISI	Amerikan Demir ve Çelik Enstitüsü
α	Alfa
β	Beta
°C	Santigrat derece
%	Yüzde
Zirkonya	Zirkonyum dioksit
OFA	Ortofosforik asit
H_3PO_4	Ortofosforik asit
sn	Saniye
dk	Dakika
SEM	Taramalı elektron mikroskobu (Scanning electron microscope)
Bis-GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
HEMA	Hidroksietil metakrilat
µ	Mikron
MPa	Megapaskal
pH	Asidik- bazik değer
D3MA	Dekandiol dimetakrilat
10-MDP	10-metakrilooksidesil dihidrojen fosfat
BPDM	Bifenil dimetakrilat

UDMA	Üretandimetakrilat
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
HEMA	Hidroksietil metakrilat
LED	Light emitting diode
nm	Nanometre
H^+	Hidrojen iyonu
–OH	Hidroksil iyonu
4-META	4-metakriloksietil trimellitat anhidrid
HF	Hidroflorik asit
APF	Asidüle fosfat florür
MPS	3-metakriloksipropiltrimetoksisilan
Nd:YAG	Neodymium: yttrium-aliminum-garnet
CO_2	Karbon dioksit
Er:YAG	Erbium: yttrium-aluminium-garnet
Er,Cr:YSGG	Erbium, cromium: yttrium-scandium-gallium-garnet
W	Watt
CAD-CAM	Bilgisayar destekli tasarım- Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design- Computer Aided Manufacturing)
Li_2SiO_5	Lityum disilikat
PMMA	Polimetil metakrilat
POM	Polioksimetilen
cut-back	Porseleni kazıma ve toz porselen ekleme yötemi
BAP	Bilimsel Araştırma Projeleri
mm^2	Milimetrekare
HT	High Translucency

LT	Low Translucency
Rpm	Bir dakikadaki dönme miktarı (revolutions per minute)
N	Newton
bar	Bar (Basınç birimi)
mm	Milimetre
UV	Ultraviyole
mW/cm^2	Santimetrekareye miliwatt olarak düşen güç yoğunluğu
kV	Kilovolt
XT	Transbond XT Primer ve Transbond XT Pasta kombinasyonunu kullanıldığı kontrol grubu
PM	Prime Master LC Pastanın kullanıldığı yapıştırıcı grubu
MIP	Transbond Moisture İnsensitive Primer ve Transbond TX Pasta kombinasyonunun kullanıldığı yapıştırıcı grubu
FUJI	Fuji Ortho LC simanının kullanıldığı yapıştırıcı grubu
SEP	Transbond Plus Self Etch Primer ve Transbond XT Pasta kombinasyonunun kullanıldığı yapıştırıcı grubu
SB	Smartbond LC Pastanın kullanıldığı yapıştırıcı grubu
ASS	Assure Plus All Surface Bonding Resin ve Assure Pasta kombinasyonunun kullanıldığı yapıştırıcı grubu
BP	Brace Paste Moisture Tolerant Primer ve Brace Paste kombinasyonunun kullanıldığı yapıştırıcı grubu
AY	Seramik veya diş yüzeyinde kırık olmaksızın yüzeyde yapıştırıcı artığının bulunmaması, tüm yapıştırıcının braket tabanında kalması
KR	Rezinin bir kısmının seramik veya diş yüzeyinde, bir kısmının

	braket tabanında kalması
AB	Tüm rezinin seramik veya diş yüzeyinde kalması
KY	Seramik veya diş yüzeyinde koheziv kırık
KB	Braket kırığı
AAO	American Association of Orthodontists

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1. : CAD-CAM sistemlerinde restorasyon üretim aşamaları

Şekil 4.1. : Çalışma gruplarının şeması

Şekil 5.1. : Diş yüzeyinde metal baketlerin yapıştırıcılara göre ortalama bağlanma dayanımlarının ve standart sapma değerlerinin (MPa) grafiği

Şekil 5.2.: Diş yüzeyinde safir baketlerin yapıştırıcılara göre ortalama bağlanma dayanımlarının ve standart sapma değerlerinin (MPa) grafiği

Şekil 5.3. : Seramik yüzeyde metal baketlerin yapıştırıcılara göre ortalama bağlanma dayanımlarının ve standart sapma değerlerinin (MPa) grafiği

Şekil 5.4. : Seramik yüzeyde safir baketlerin yapıştırıcılara göre ortalama bağlanma dayanımlarının ve standart sapma değerlerinin (MPa) grafiği

Şekil 5.5. : Metal braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre diş yüzeyindeki ARI skorları dağılım grafiği

Şekil 5.6. : Safir braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre diş yüzeyindeki ARI skorları dağılım grafiği

Şekil 5.7. : Metal braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre seramik yüzeydeki ARI skorları dağılım grafiği

Şekil 5.8. : Safir braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre seramik yüzeydeki ARI skorları dağılım grafiği

RESİMLER LİSTESİ

Resim 4.1. : IPS Empress CAD™ seramik blok

Resim 4.2. : Palapress® soğuk akrilik likit ve tozu

Resim 4.3. : Optra Fine bitim ve cila seti

Resim 4.4. : Çalışmada kullanılan ortofosforik asit

Resim 4.5. : Çalışmada kullanılan silan ve hidroflorik asit

Resim 4.6. : CoJet kum ve uygulama cihazı

Resim 4.7. : Transbond XT Primer ve Transbond XT Ligth Cure Paste

Resim 4.8. : Transbond MIP ve Transbon XT Light Cure Paste

Resim 4.9. : Transbond Plus SEP ve Transbon XT Light Cure Paste

Resim 4.10. : Brace Paste Adhesive ve Brace Paste MTP

Resim 4.11. : Assure Plus All Surface Bonding Resin ve Assure Light Cure Adhesive

Resim 4.12. : Prime Master LC Adhesive

Resim 4.13. : Smart Bond LC

Resim 4.14. : Fuji Ortho Conditioner, GC Fuji Ortho LC likit ve GC Fuji Ortho LC toz

Resim 4.15. : VALO Corded ışık cihazı

Resim 4.16. : Seramik blokların kesilmesi ve kesilen blokların zımparalanması

Resim 4.17. : Seramik ve dişin metal kıskaçlar ve su terazisi yardımıyla soğuk akriliğe gömülmesi

Resim 4.18. : Seramik yüzey hazırlığı aşamaları

Resim 4.19. : Hazırlanan örnekler

Resim 4.20. : Yüzeylerin nemlendirilmesi amacıyla kullanılan pipet, yüzeylerin nemlendirilmesi, seramik yüzeylerin folyo ile kaplanması

Resim 4.21. : Örneklere termal stres uygulanması

Resim 4.22. : Çelik uç ile braketlere kuvvet uygulanması

Resim 4.23. : ARI Skor 0, ARI Skor 1, ARI Skor 2, ARI Skor 3

Resim 4.24. : Örneklerin incelenmesi için kullanılan SEM ve SEM ile incelenmek üzere hazırlanan örnekler

Resim 5.1. : Mine yüzeylerinin asit uygulamaları sonrası SEM görüntüleri

Resim 5.2. : Seramik yüzeyin SEM görüntüleri

Resim 5.3. : Transbond XT pasta kullanılan XT, MIP ve SEP yapıştırıcı kombinasyonlarının SEM görüntüleri

Resim 5.4. : Kompozit esaslı yapıştırıcılar olan Prime Master LC ve Brace Paste yapıştırıcılarının SEM görüntüleri.

Resim 5.5. : FUJI Ortho LC, SmartBond LC ve Assure Pasta yapıştırıcılarının SEM görüntüleri.

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 5.1. **:** Diş yüzeyinde metal baketlerin ortalama bağlanma dayanımları (MPa)

Tablo 5.2. : Diş yüzeyinde metal braketlerin yapıştırıcı grupları arasındaki anlamlılık düzeyleri

Tablo 5.3. : Diş yüzeyinde safir baketlerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri

Tablo 5.4. : Diş yüzeyinde safir braketlerin yapıştırıcı grupları arasındaki anlamlılık düzeyleri

Tablo 5.5. : Seramik yüzeyde metal baketlerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri

Tablo 5.6. : Seramik yüzeyde metal braketlerin yapıştırıcı grupları arasındaki anlamlılık düzeyleri

Tablo 5.7. : Seramik yüzeyde safir baketlerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri

Tablo 5.8. : Seramik yüzeyde safir braketlerin yapıştırıcı grupları arasındaki anlamlılık düzeyleri

Tablo 5.9. : Metal braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre diş yüzeyindeki ARI skorları dağılımı ve gruplar arası farklılıklar

Tablo 5.10. : Metal braketlerin diş yüzeyinde görülen ayrılma tiplerinin dağılımı

Tablo 5.11. : Safir braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre diş yüzeyindeki ARI skorları dağılımı ve gruplar arası farklılıklar

Tablo 5.12. : Safir braketlerin diş yüzeyinde görülen ayrılma tiplerinin dağılımı

Tablo 5.13. : Metal braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre seramik yüzeyindeki ARI skorları dağılımı ve gruplar arası farklılıklar

Tablo 5.14. : Metal braketlerin seramik yüzeyde görülen ayrılma tiplerinin dağılımı

Tablo 5.15. : Safir braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre seramik yüzeyindeki ARI skorları dağılımı ve gruplar arası farklılıklar

Tablo 5.16. : Safir braketlerin seramik yüzeyde görülen ayrılma tiplerinin dağılımı

1.ÖZET

1.1. Türkçe Özet

Ortodontik Yapıştırıcıların Nem Varlığında Farklı Yüzeylere Bağlanma Kuvvetlerinin İn-vitro Olarak Karşılaştırılması

Öğrencinin Adı ve Soyadı: Aslı Pelin KAYA BURSA

Danışmanı: Prof. Dr. Güvenç BAŞARAN

Anabilim Dalı: Ortodonti

Amaç: Braket materyali, yapıştığı yüzey, yapıştırıcı ve uygulamadaki hassasiyet braketin tutunmasını etkileyen faktörlerdendir. Konvansiyonel yapıştırıcıların başarısı için kuru ve temiz yüzey gerekmektedir. Nem kontrolünün zor olduğu durumlarda neme duyarsız yapıştırıcıların kullanımı avantaj sağlayabilir. Yapacağımız çalışmayla, safir ve metal braketleri nem varlığında kullanılabilen yapıştırıcılarla seramik ve diş yüzeyine yapıştırarak, bağlanma kuvvetlerini değerlendirmeyi amaçlamaktayız.

Gereç ve Yöntem: Metal ve safir braketlerin, 8 farklı yapıştırıcı kombinasyonu (Transbond XT Primer(3M)+Transbond XT Paste(3M), Transbond MIP(3M)+Transbond XT Paste(3M), Transbond SEP(3M)+ Transbond XT Paste(3M), Assure® Plus All Surface Bonding Resin(Reliance)+Assure Paste(Reliance), Fuji Ortho LC(GC), SmartBond LC Adheziv(Gestenco), PrimeMaster LC(Dentsply), BracePaste MTP(American Orthodontics)+BracePaste(American Orthodontics)) kullanılarak, insan dişindeki ve seramik yüzeydeki bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmak üzere 32 grup(n:12) oluşturulmuştur. Yapıştırıcılar uygulanmadan, nemli ortamda kullanılabilir olduğu belirtilen yapıştırıcı gruplarında yüzey nemlendirilmiştir. Örneklere yaşlandırma sonrası makaslama testi uygulanmıştır. Kopma tipleri ARI sistemine göre skorlanmış, bazı örnekler SEM ile incelenmiştir. Veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Bulgular: Bütün gruplarda istatistiksel olarak en yüksek bağlanma değeri kuru yüzeyde uygulanan kontrol grubu, Transbond XT kombinasyonunda gözlenmiştir. Nemli diş yüzeyine metal braketlerin yapıştırıldığı gruplarda en yüksek bağlanma değerinin Transbond SEP kombinasyonuna, en düşük bağlanma değerlerinin ise Assure, FUJI Ortho LC ve SmartBond LC kombinasyonlarına ait olduğu görülmüştür. Diş yüzeyine safir braketlerin yapıştırıldığı gruplarda en yüksek değerler; PrimeMaster LC, Transbond MIP ve Transbond SEP kombinasyonlarına aitken, en düşük değerler FUJI Ortho LC ve SmartBond LC yapıştırıcılarına aittir. Nemli seramik yüzeye metal braketler yapıştırılan gruplarda en yüksek bağlanma değeri Transbond SEP kombinasyonunda, en düşük bağlanma değeri Assure kombinasyonunda gözlenmiştir. Seramik yüzeyine safir braketler yapıştırıldığı gruplarda ise en yüksek bağlanma değerleri PrimeMaster LC, Transbond MIP ve Transbond SEP kombinasyonlarında, en düşük bağlanma değerleri ise SmartBond LC, FUJI Ortho LC ve Assure kombinasyonlarında gözlenmiştir.

Sonuç: Tüm gruplardaki in-vitro bağlanma değerleri minimum ortodontik bağlanma değerlerinden yüksek bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler: Neme duyarsız ortodontik yapıştırıcı, metal braket, seramik braket, sıyırma direnci,lösitle güçlendirilmiş cam seramik

1.2. Abstract

In-vitro Bond Strength Comparison of Orthodontic Adhesives on Different Surfaces in the Presence of Moisture

Student's Surname and Name: KAYA BURSA Aslı Pelin

Adviser of Thesis: Prof. Dr. BAŞARAN Güvenç

Department: Orthodontics

Aim: Bracket material, adhered surface, adhesive and precision in application are factors affecting bracket bond strength. Dry and clean surfaces necessary for the success of conventional orthodontic adhesives. In cases where humidity control is difficult, the use of moisture insensitive adhesives can be advantageous. This research aims to evaluate the bond strength of sapphire and metal brackets to ceramic and tooth surfaces by moisture insensitive adhesives.

Material and Method: 32 groups (n: 12) were created to compare the bond strength of metal and sapphire brackets on human teeth and ceramic surfaces using 8 different adhesive combinations (Transbond XT Primer(3M)+Transbond XT Paste(3M), Transbond MIP(3M)+Transbond XT Paste(3M), Transbond SEP(3M)+ Transbond XT Paste(3M), Assure® Plus All Surface Bonding Resin(Reliance)+Assure Paste(Reliance), Fuji Ortho LC(GC), SmartBond LC Adheziv(Gestenco), PrimeMaster LC(Dentsply), BracePaste MTP(American Orthodontics)+BracePaste(American Orthodontics)). In experimental groups surfaces have been moistened before the moisture insensitive adhesives were applied. Shear bond strength test was applied to the samples after hydrothermal aging. The types of fracture were scored according to the ARI system and some samples were analysed by SEM. The datas were evaluated statistically.

Results: The highest bond strength in all groups, the control group applied on the dry surface was observed in the combination of Transbond XT. In groups where metal brackets are bonded to the moist tooth surface, the highest bond strength was found to be the combination of the Transbond SEP and the lowest binding values belong to the combinations of Assure, FUJI Ortho LC and SmartBond LC. The highest values in the groups where sapphire brackets are bonded to the tooth surface; PrimeMaster LC belongs to the combinations of Transbond MIP and Transbond SEP, while the lowest values belong to FUJI Ortho LC and SmartBond LC adhesives. The highest bond strength was observed in the Transbond SEP combination and the lowest bond strength in the Assure combination in groups where metal brackets were bonded to the moist ceramic surface. In groups where sapphire brackets are attached to the ceramic surface, the highest bond strength were observed in the combinations of PrimeMaster LC, Transbond MIP and Transbond SEP, and the lowest bond strength were observed in SmartBond LC, FUJI Ortho LC and Assure combinations.

Conclusion: In-vitro bond strength in all groups were higher than minimum orthodontic bond strength.

Key Words: moist insensitive bonding, metal bracket, ceramic bracket, shear bond strength, Leucit reinforest glass ceramic

2.GİRİŞ ve AMAÇ

Dişlerin kemik içinde hareket ettirilebilmesi için kuvvetin yeterli şiddette ve yeterli sürede uygulanması gerekmektedir. Tüm ortodontik tedavilerin önemli bir kısmını kapsayan sabit ortodontik tedaviyle diş hareketlerinin gerçekleştirilebilmesi, kuvvet aktarıcı eleman olarak kullanılan ortodontik ataşmanların diş yüzeyine etkili bir şekilde tutunmasıyla mümkün olur. Ataşmanın yapıştığı yüzeyin cinsi ve özellikleri, ataşman materyali, kullanılan yapıştırıcı ve uygulamadaki hassasiyet ataşmanın yüzeye tutunmasını etkileyen faktörlerdendir (1). Tüm bu faktörlerin bir araya gelmesi, yüzey ve ortodontik ataşman arasındaki birlikteliğin başarısını etkiler. Ataşmanın etkin şekilde tutunamaması istenilen diş hareketlerinin yapılamamasına, hastanın rahatsızlık duymasına, hekimin hasta başında geçirdiği sürenin artmasına, materyal kaybına, tedavinin uzamasına ve sonuç olarak tedavinin başarısızlığına neden olabilir (2).

Ortodontik ataşmanların başarılı bir şekilde yüzeye tutunması için tedavi sırasında ortodontik yapıştırıcının çiğneme kuvvetlerine, ark tellerinin uyguladığı kuvvetlere ve diğer çevresel kuvvetlere karşı belirli bir bağlanma direnci göstermesi gereklidir (3). Yapılan klinik çalışmalarla bu bağlanma direncinin 2,8 ile 10 MPa arasında olması gerektiği belirtilmiştir (4, 5). Farklı yapıştırıcıların başarısı değerlendirilirken bu bağlanma kuvveti baz alınmaktadır. Araştırmacılar, bağlanma değerini arttırılabilmek için çeşitli ortodontik yapıştırıcılar ve teknikler üzerinde çalışmaktadırlar. Mine dokusunun asit kullanılarak pürüzlendirilmesi ve kompozit reçine ile ortodontik ataşmanın mine dokusuna yapıştırılması 1965 yılından beri uygulanan ve altın standart olarak kabul edilen yöntemdir (6). Asit ile pürüzlendirme safhasından sonra mine yüzeyinin tamamen kurutulması, geleneksel kompozit reçine sisteminde bulunan hidrofobik (suyu sevmeyen) primerin mine yüzeyine olan mekanik tutuculuğu için gereklidir. Bilindiği gibi nem kontaminasyonu yapışma problemlerinin en önemli sebeplerinden biridir. Diş eti oluğu sıvısı, tükürük veya su ile meydana gelebilecek nem kontaminasyonu reçine yapıştırıcı ve mine arasındaki bağlantıyı belirgin bir şekilde düşürür . Nem kontaminasyonunun ortodontik bağlantı direncini düşürmesi, yapıştırıcının yapısına su absorbe etmesi ve polimer ağların

plastikleşmeyle zarar görmesi şeklinde açıklanmaktadır. Bu nedenle yüzeyin nemden arındırılması konvansiyonel yapıştırıcıların yapışma kalitesi açısından önemli bir husustur. Nem izolasyonunun sağlanamaması klinisyene zaman, materyal ve iş gücü kaybı olarak geri dönmektedir (7, 8). Bu problemden yola çıkarak, nemden etkilenmeyen veya nem varlığında aktive olan bir takım yapıştırıcılar kullanıma sunulmuştur. Çalışmamızda piyasada bulunan bu yapıştırıcıların nemli ortamda kullanılabilirliğinin değerlendirilmesi, birbirine olan üstünlüklerinin kıyaslanması ve en başarılı sistemin tespit edilmesi amacıyla nemli ortamda, neme hassas olmayan farklı yapıştırıcılar kullanılmıştır.

Bilim ve teknolojinin hızlı ilerleyişi ve estetik beklentilerin artışı; ortodontik tedaviyi her yaşta uygulanabilir kılmıştır. Bunun sonucu olarak ortodontik tedavi uygulanan yetişkin sayısının artmasıyla, ortodontik ataşmanların yalnızca diş yüzeyine değil; estetik kaygı, diş kayıpları veya diş harabiyetleri nedeniyle yaptırılan kompozit, metal ve porselen gibi restorasyonların yüzeylerine de bağlantısı gündeme gelmiştir. Geçmiş yıllarda restorasyonlu dişler bantlanarak ortodontik tedaviye dahil edilirken, günümüzde bu işlem, zaman alması ve estetik olmaması gibi dezavantajları nedeniyle terk edilmiştir. Bu yöntemin yerini daha küçük ve estetik ataşmanların restorasyon yüzeylerine yapıştırılması almıştır (9). Konvansiyonel sistem ve yapıştırıcılarla elde edilen ortodontik ataşmanın diş dışındaki restoratif yüzeylere bağlantısı, dişlere olan bağlantısı kadar güçlü olmamaktadır (10). Ayrıca yapılan çalışmalarda aynı tür yapıştırıcı kullanılsa dahi, farklı yüzeylerde farklı yapışma dayanıklılıklarının elde edilmesi, yüzeyin yapışmada rol oynayan faktörlerden biri olduğunu ortaya koymuştur (11, 12). Bu nedenlerden dolayı, restoratif yüzeylere olan yapışma dayanıklılığı, güncel ortodontik materyal araştırma konularının arasına girmiş ve etkili bir bağlantı sağlamak amacıyla çeşitli yapıştırıcı materyaller ve sistemler geliştirilmeye başlanmıştır. Bu noktadan yola çıkarak yapacağımız çalışmada ortodontik ataşmanların sadece diş yüzeyinde değil, restoratif yüzeyde de bağlanma dirençleri değerlendirilmiştir. Restoratif yüzey seçimi yapılırken teknolojik gelişmeler göz önünde bulundurulumuş ve laboratuvar aşamasını ortadan kaldıran, hasta başında CAD-CAM teknolojisiyle tek seansta üretilebilen ve fırınlama gerektirmeyn lösitle güçlendirilmiş cam seramik (IPS Emress CAD, İvoclar Vivadent, Liechtenstein) yüzey tercih edilmiştir.

Ortodontik tedavi sırasında kozmetik beklentilerin artışı, ortodontik tedavilerin uygulanış şeklini de etkilemiştir. Geçmiş yıllarda sıklıkla tercih edilen metal ortodontik ataşmanlar, bazı durumlarda yerini daha estetik görüntüleri nedeniyle diş rengindeki seramik ataşmanlara bırakmıştır. Seramik ve metal ortodontik ataşmanların, aynı yapıştırıcılar kullanılarak karşılaştırıldığı çalışmalar sonucu farklı görüşler bildirilmiştir (13, 14). Ataşmanın elde edildiği materyal, bağlanma direncini etkileyebilen faktörler arasında bulunmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda iki farklı ataşman materyali kullanılmıştır.

Tüm bu bilgiler ışığında tez çalışmamızda; nemli ortamda, metal ve seramik braketlerin bağlanma dirençlerinin, yapıştırıcı ve bağlanacağı yüzey farklılıklarına göre değişimini değerlendirmeyi ve sonuç olarak aldığımız çıktılarla nemli ortamda kullanılabilecek en ideal yapıştırıcıyı belirlemeyi amaçlamaktayız. Ayrıca çalışmamızın sonuçlarının literatüre kazandıracağı bilgilerle, bu konuda yapılacak yeni çalışmalara katkı sağlamayı hedeflemekteyiz.

3.GENEL BİLGİLER

3.1.Sabit Ortodontik Tedavi ve Tarihçesi

Kelime kökeni olarak ortodonti; Latince düz anlamına gelen "orthos" ile diş anlamına gelen "odontos" kelimelerinin birleşiminden oluşmuştur. Ortodontinin temel amacı, belirli kuvvetler uygulayarak, fonksiyonel bir diş ve çene ilişkisi oluşturmak ve aynı zamanda diş-yüz estetiğini sağlamaktır (15).

Ortodontinin uzmanlık dalı olarak tanımlanması 1880'li yılları bulmasına rağmen, dişlerin sabit aygıtlarla hareket ettirilmesi M.Ö. 1000'li yıllara dayanmaktadır. Arkeologların Mısır mumyalarından topladıkları kanıtlarda bazı dişlerin tek tek bantlanmış olması diş hareketinin sağlanması için kuvvet uygulanabileceğini bildiklerini, muhtemelen malokluzyonların düzeltimi için sabit aygıtlar kullandıklarını göstermektedir (16).

M.Ö. 400'lü yıllarda Hippocrates diş düzensizliklerinin düzeltilmesiyle ilgili görüşlerini yayınlamıştır. Ayrıca Mısır'da bulunan Roma Uygarlığı'na ait mezarlarda modern ligatür tellerini andıran altın tellerle birbirine bağlanmış dişlere rastlanmıştır (16).

14 ve 17. yy.larda diş anatomisiyle ilgili çalışmalar dışında Rönesans döneminde belirgin bir ilerlemeye rastlanmamıştır. 18. yy.da ise modern diş hekimliğinin öncülerinden olan Pierre Fauchard yayınladığı 'Chirurgien Dentiste' kitabında ligatür telleri kullanılarak dişlerin düzeltilmesinden ve ilk ekspansiyon aygıtından bahsetmiştir. Aynı dönemde Bourdet, çapraşıklığın azaltılması ve çene gelişimi için premolar çekimini önermiştir (16).

"Ortodonti" terimi 19. yy.da literatüre geçmiş ve bu dönemlerde Kingsley oral deformitelerle ilgili dönemin en kapsamlı kitabını yayınlamıştır (16, 17). Yine aynı dönemlerde Farrar, diş hareketi için hafif kuvvetlerin kullanılmasından ilk defa söz etmiştir. 19. yy.ın son yarısında ise Edward Angle ekspansiyon arkı olarak tanımladığı "E ark" tan bahsetmiştir. Ayrıca "Angle's System" adı altında bir dizi kitap ve broşür yayınlayarak standardize aygıtlarını tüm dünyaya tanıtmıştır (16).

20. yy.ın başlarında ortodontik kuvvetlerin dişlere iletimi için metal bantlara lehimlenen standart ortodontik ataşmanlar kullanılırken, 1950'li yıllarda mine yüzeyine olan bağlantının kuvvetlenmesiyle ilgili gelişmeleri takiben metal bantların yerini, doğrudan diş yüzeyine yapıştırılan ortodontik braketler ve tüpler almaya başlamıştır (6, 18).

3.2.Ortodontik Braketler

Ortodontik tedavide diş hareketi, Newton'un 3. yasası olan Etki-Tepki Prensibi ile gerçekleşmektedir. Kuvvet, cisimlerde şekil değişimine sebep olabilen veya cisimleri hareket ettirebilen etkidir. Diş hareketi ise uygulanan ortodontik kuvvete (etki) tepki olarak oluşmaktadır. Ortodontik kuvvetin dişe aktarımı için kullanılan sabit aygıtlar braket olarak adlandırılmaktadır (1).

Braketlerin icadından önce Angle'ın geliştirdiği E ark tedavi protokolünde aks kontrolünün sağlanamaması, protokolün zayıf yönü olarak nitelendiriliyordu. Daha sonra geliştirilen ve braketlerin atası olarak görülen pin ve tüplerin, ribbon arklar ile birlikte kullanılmasıyla bu sorunun üstesinden gelinmiştir. Altın alaşımından yapılan, dikey slota sahip pin ve tüplerden sonra horizontal slotlu Edgewise braketlerin tasarlanmasıyla büyük bir ilerleme sağlanmıştır. O dönemde standart Edgewise braketler, diş üzerine yapıştırılan bantlara lehimlenerek tatbik edilmiştir. Daha sonraki yıllarda diş-reçine bağlantısının güçlendirilmesiyle bantlama işleminin kullanım alanları azalmış, braketlerin diş üzerine doğrudan yapıştırılması popüler hale gelmiştir. Ayrıca günümüze kadar birçok farklı braket dizaynı ve materyali kullanıma sunulmuştur (19).

3.2.1.Ortodontik braketlerin sınıflandırılması

1.Braket slotuna göre

a.Horizontal slotlu braketler

b.Vertikal slotlu braketler

c.Çift slotlu braketler

2.Braket genişliğine göre

a.Meziodistal uzunluğu dar olan braketler

b.Meziodistal uzunluğu geniş olan braketler

3.Braket boyutuna göre

a.Large

b.Mini

c.Ultra mini

4.Braket tabanına göre

a.Düz tabanlı

b.Eğimli tabanlı

5. Üretiminde kullanılan materyale göre

a.Metal braketler

b.Plastik braketler

c.Seramik braketler

d.Kombine braketler

6.Dişte meydana getirdiği hareket tipine göre

a.Tipping hareketine neden olanlar

b.Paralel harekete neden olanlar

c.Hem tipping hem paralel harekete neden olanlar

7.Bağlanma şekline göre

a.Konvansiyonel bağlanan braketler

b.Kendinden bağlanan braketler şeklinde sınıflandırılabilirler.

Tüm bu braket çeşitleri geçmişten günümüze avantaj ve dezavantajları göz önünde bulundurularak kullanılmışlardır (19, 20).

Ağız içinde kullanılan diğer materyallerde olduğu gibi ideal bir braketin de sahip olması gereken bazı özellikler vardır:

-Hijyenik olmalı

-Toksik olmamalı

-Korozyona karşı dirençli olmalı

-Telin uyguladığı kuvvetlere ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalı

-Ortodontik kuvvetleri dişlere doğru şekilde iletebilmeli

-Kaydırma mekaniklerinde minimal sürtünme kuvveti göstermeli

-Tedavi bitiminde dişe zarar vermeden , kolaylıkla çıkarılabilir olmalı

-Estetik olmalı

-Su absorbe etmemeli

-Zamanla renk değişikliğine uğramamalı

-Manyetik özellik taşımamalı

-Elastik modülü yüksek olmalı

-Maliyeti düşük olmalı

-Yeniden kazanılabilir olmalı

Fakat tüm bu özellikleri bünyesinde barındıran herhangi bir braket bulunmamaktır (19, 20).

3.2.1.1.Üretimde kullanılan materyale göre braketler

3.2.1.1.1.Metal braketler

Ortodontik tedavi pratiğinde, en sık kullanılan ataşman tipi metal alaşımlardan oluşan braketlerdir. Modern metal braketlerin öncüsü Edgewise braketlerin geliştirildiği dönemde paslanmaz çelik alaşımlar mevcut olmasına rağmen ortodontik braketler ve braketlerin lehimlendiği bantlar 14 veya 18 karat altın alaşımlarından üretiliyordu (21). Takip eden süreçte Schwarz ve Friel paslanmaz çelik alaşımdan üretilen ortodontik aygıtları kullanarak paslanmaz çeliği ortodonti pratiğine kazandırmışlardır. Zamanla hasta ve ortodontistlerin ihtiyaçlarına göre farklı metal alaşımlardan üretilen ortodontik braketler geliştirilmiştir (22).

Braket üretiminde kullanılan farklı metal ve alaşımları; braketin korozyona karşı direncini, nikel salınımını, sertlik değerini ve sürtünme direncini etkilemektedir. Metalin çevreyle yaptığı elektrokimyasal reaksiyonlar sonucunda, yapısında meydana gelen değişim ve kademeli yıkım korozyon olarak adlandırılmaktadır. Yapısındaki metalin korozyonuyla braketin çözünmesi brakette renk değişimine, fiziksel zayıflığa, ağız ortamına toksik maddelerin salınımına, mine yüzeyinde renklenmelere, dekalsifikasyona ve braket yüzeyi pürüzlülüğünün artmasına sebep olmaktadır. Ortaya çıkan pürüzlü yüzey ise plak birikimi için uygun ortam yaratıp korozyonu daha da arttırmaktadır. Ayrıca korozyonun braket slotunda meydana gelmesi; braket ile tel arasındaki sürtünme direncinin artmasına ve braket preskripsiyonun değişimine, korozyonun braket tabanında meydana gelmesi ise braketin bağlanma dayanımının azalmasına neden olmaktadır (21). Nikel, paslanmaya karşı dirençli, fiziksel değişimlerden etkilenmeyen, alaşımların işlenebilirliğini ve dayanıklılığını arttıran bir metaldir. Bu özelliği nedeniyle diş hekimliğinde kullanılan alaşımlarda ve metal braketlerde sıklıkla nikel

bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda kontakt alerjisinin en yaygın sebebi metaller olarak gösterilirken, en sık reaksiyona sebep olan alerjenin nikel olduğu bulunmuştur (23). Braket tatbikinden sonra oral mukozada gözlenen alerjik reaksiyonun en sık rastlanan sebebi yine braket alaşımında bulunan nikeldir. Nikel atomları, alaşım içinde zayıf bağlar kurduğundan oral sıvıların etkisiyle, korozyona bağlı nikel salınımı olur. Alerjik reaksiyonların riskini azaltmak için metal alaşımın korozyona direnci arttırılarak, nikel salınımı kontrol altına alınabilir (21).

Braket üretiminde kullanılan materyaller braketin sertliğini etkilemektedir. Sertlik, materyalin kalıcı deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır (hardness test) ve ölçümü için Vickers sertlik testi kullanılmaktadır. İdeal olarak braket slotunun Vickers sertliğinin, ortodontik telin Vickers sertliğine en azından eşit olması gerekmektedir. Aksi halde ortodontik tel, slotta deformasyon yaratıp, slottaki preskripsiyonun tedaviye aktarılamamamasına, sürtünmenin artmasına ve slotun korozyona elverişli hale gelmesine sebep olmaktadır. Braket tabanının Vickers sertliği ise slotun Vickers sertliğinden daha düşük olmalıdır. Bu durum braketin mekanik olarak sökümü esnasında, eğilerek diş yüzeyinden ayrılmasını kolaylaştırmaktadır (21).

Metal braketler dört farklı yöntem ile üretilmektedir. Çekme ya da frezeleme tekniğinde; üzerinde oluk ve kanatlar bulunan çubuklar, elmas disklerle kesilerek braket gövdeleri oluşturulur. Sonrasında taban kısmı, oluşturulan gövdeye lehimlenir. Bu teknikle üretilen braketlerin çapaklı kalma ihtimali vardır ve tedavi aşamasında sürtünmeyi arttırabileceğinden dezavantaj oluşturur. Döküm tekniğinde ise; hassas şekilde hazırlanmış braket kalıplarına, sıvılaştırılmış metal enjekte edilir. Bu yöntemle üretilmiş braketlerde pürüzlü yüzeylere rastlanabilmektedir. Metal tozlarının hassas braket kalıplarına sıkıştırıldıktan sonra vakumlu fırınlarda eritilmesi tekniği sinterleme tekniği olarak adlandırılmaktadır. İstenilen hassasiyette ve pürüzsüz yüzeye sahip braketler üretilebildiğinden bu tekniğin kullanımı yaygındır. Son yıllarda kaliteli braketlerin üretiminde ise metal enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılmaktadır. Bu teknikte, metal eritildikten sonra yüksek basınç eşliğinde kalıplara enjekte edilmektedir (20).

Modern ortodontide farklı ihtiyaçlar doğrultusunda ortaya çıkmış dört farklı metal braket tipi bulunmaktadır.

3.2.1.1.1.1. Paslanmaz çelik braketler

Metalurji literatüründe kütlece en az % 10,5 krom içeren çelik alaşımı paslanmaz çelik olarak tanımlanmaktadır. Paslanmaz çeliğin tipi alaşımdaki elemetlerin bileşimine bağlı olarak SAE (Otomotiv Mühendisleri Derneği) veya AISI (Amerikan Demir ve Çelik Enstitüsü) numarası almaktadır. Düşük numaraya sahip olanlar az alaşım içerir ve yumuşak yapıya sahiptir. Numara yükseldikçe içeriğindeki alaşım metali artar, alaşım sertleşir ve korozyona karşı direnci de artar (21).

Paslanmaz çelik braketler ideal bir brakette olması gereken özelliklerin çoğuna sahiptir (20). Dayanıklı, hijenik ve ucuz olmaları paslanmaz çelik alaşımların avantajları arasındadır. Bu özellikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilen braket tipidir (24). Öte yandan estetik olmayışı, korozyona uğraması ve nikel salınımı yapması gibi dezavantajları bulunmaktadır (20).

Paslanmaz çelik alaşımın korozyona direnci, yüzeyinde bulunan pasif krom oksit tabakasının oksijen difüzyonunu engellemesiyle sağlanır. Tükrük bileşenleri, yiyecekler, asitli içecekler, bakteriler ve bakterileri ürünleri, bazı ağız gargaraları, oksijen ve karbon dioksit gibi gazlar krom oksit tabakasının bozulmasına sebep olarak paslanmaz çeliğin sıvı ve gazlara olan geçirgenliğini arttırır. Bunun sonucunda ortamdaki gaz ve sıvılarla reaksiyona giren paslanmaz çelik korozyona uğrar ve aralarında kromyum karbid ve nikelin de bulunduğu bileşenleri çözünerek ağız ortamına salınır. Bazı araştırıcılar ağızda serbestleşen nikel miktarının çok düşük olduğunu bildirse de, nikel salınımı alerjik reaksiyonlara sebep olabilmektedir (4). Önlem olarak korozyona dirençli ve yüksek numaralı paslanmaz çelik braketler kullanılabilir. Fakat numara arttıkça materyal sertliği arttığından işlenebilirliği de zorlaşmaktadır (25).

300 serili (304L, 316 ve 316L) ostenitik paslanmaz çelikler; maliyetlerinin düşük olması, şekillendirilebilir olmaları ve korozyona karşı direncinin iyi olması nedeniyle ortodontik braket üretiminde sıklıkla tercih edilmektedir. 316 serili paslanmaz çelik, yüksek korozyon direnci ve düşük nikel salınımı özelliklerinden dolayı, braket tabanı yapımında kullanılmaktadır (26). 17-4PH paslanmaz çelik,

ostenitik paslanmaz çeliklere göre sert bir yapıya sahip olduğundan, braket kanadı üretiminde ve mini braketlerin üretiminde sıklıkla kullanılmaktadır. Az miktarda nikel içermesine rağmen korozyona karşı direncinin düşük olaması nedeniyle nikel salınımı yapması dezavntajlarındandır (27). 2025 paslanmaz çelikler ise ostenitik paslanmaz çelikten iki kat güçlü, korozyona karşı daha dirençli ve daha az nikel içeriğine sahiptir. Bu nedenle nikele duyarlı hastalarda bu tip braketler tercih edilebilir (21, 28).

Martensitik paslanmaz çelikler sert ve güçlü yapıda olmalarına rağmen korozyona karşı dirençlerinin düşük olması sebebiyle ortodontik braket yapımında kullanılmamaktadır (21).

3.2.1.1.1.2.Kobalt krom braketler

Düşük nikel içerikleri (en fazla % 0,5) nedeniyle paslanmaz çelik braketlere alternatif olarak gösterilen kobalt krom braketler 1990'lı yıllarda tanıtılmıştır. Kobalt bazlı alaşımlar; aşınmaya dayanıklı, yüksek sıcaklık ve korozyona dayanıklı olmak üzere üç kategoriye ayrılmaktadır. Ortodontik braket üretiminde kobalt bazlı aşınmaya dayanıklı alaşımlar kullanılmaktadır (29).

Paslanmaz çelik teller üzerinde kaydırma mekanikleri kullanıldığında, kobalt krom braketlerin sürtünme direncinin, paslanmaz çelik braketlere göre daha düşük, titanyum braketlere göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir (30).

Oksidasyona karşı direnci arttırmak amacıyla alaşımların içeriğine katılan kromun bu barketlerde yüksek miktarda bulunması braketleri korozyona dirençli hale getirmiştir (21, 31).

3.2.1.1.1.3.Titanyum braketler

Titanyum materyali, üstün biyouyumluğu ve korozyona karşı yüksek direnci ile medikal ve dental alanlarda sıklıkla kullanılmaktadır (32, 33). Nikel alerjisine sebep olan paslanmaz çelik braketlere, nikel içermeyen alternatif olarak 1990'lı yıllarda piyasaya sürülmüştür (34).

α titanyum, β titanyum ve α&β titanyum olmak üzere üç tipi bulunur. Braket tabanı, daha yumuşak olması nedeniyle α titanyumdan üretilirken, kanat ve slot kısmı daha sert olan α&β titanyum alaşımından üretilmektedir (35). Fakat titanyum

alaşımlarının vanadium salınımı yapması nedeniyle bazı üreticiler braketin tümünü α titanyumdan üretmektedir (24).

Titanyum braketlerin avantajlarını ele almak gerekirse; stabil titanyum dioksit tabakası nedeniyle korozyona karşı oldukça dirençlidir (36). Nikel salınımı yapmadığından, nikel alerjisi olan hastalarda tercih edilebilirler. Ayrıca paslanmaz çelik braketlerle kıyaslandığında, paslanmaz çelik tellere karşı daha az sürtünme direnci gösterirler (37, 38). Beta titanyum tellere karşı tüm braket çeşitleri incelendiğinde en düşük sürtünme direnci titanyum braketlerde gözlenir (30). Adezivlerle yaptığı kontak açısı ,paslanmaz çelik braketlerin kontak açısına göre daha düşüktür. Bu da yapışma direncinin daha yüksek olabileceğini göstermektedir. Materyal sertliği diş sertliğiyle benzer olduğundan, buruksist veya derin kapanışa sahip hastlarda karşıt dişlerde aşınmayı engellemek için titanyum braketler tercih edilebilir (21).

Titanyum braketlerin üretiminde, gövde ve taban kısmının ayrı ayrı üretilip sonradan lehimlenmesi galvanik korozyona, lehimlenmiş iki parça arasında boşluk bulunması çatlak korozyonuna sebep olabilmektedir (35, 39). Birleştirilen parçalar arasında kalan boşluklar ve titanyumun diğer metallere göre pürüzlü olan yapısı nedeniyle plak birikimine katkıda bulunması dezavantajları arasındadır (40).

3.2.1.1.1.4.Değerli metallerden üretilen braketler

Çelik braketlerin palladyum, platin ve altın gibi değerli metallerle kaplanmasıyla elde edilmektedirler (33). Altın, non-reaktif yapıdadır. Bu nedenle nikel alerjisi bulunan kişilerde tercih edilebilir. Ayrıca estetik duruşu sebebiylede de hastalar tarafından talep edilebilmektedir. Kolay işlenebilirliği, lingual braket üretiminde kullanımını arttırmıştır. Fakat altının pahalı bir materyal olması ortodontik alanda kullanımını kısıtlamaktadır. Sürtünme direnci ve sertliği gibi fiziksel özelliklerinin ise çelik braketlerle benzer olduğu düşünülmektedir (21).

3.2.1.1.2.Plastik braketler

İlk plastik braketler, tedaviyi daha az görünür ve estetik kılmak amacıyla, 1963 yılında piyasaya sürülmüştür (41). Plastik enjeksiyon yöntemi kullanılarak doldurulmamış polikarbonattan üretilmektedirler. Diş rengine benzer olmaları ve

nikel alerjisine sebep olmamaları nedeniyle metal braketlere alternatif oluştururlar. Fakat doldurucusuz yapı, zamanla su absorbe ederek mekanik özelliklerinde zayıflamaya, renk değişikliğine, plak birikimine ve kokuya sebep olabilmektedir. Metal braketlere göre sertliğinin 60 kat düşük olması, tedavi sırasında kanat kırıklarına, slot yapısında deformasyonlara ve istenen hareketlerin elde edilememesine yol açmaktadır (42). Bunun dışında özel adeziv uygulamaları gereksinimi, konvansiyonel braketlere göre bağlanma dayanımının daha az olması, kaydırma mekaniklerinde yüksek sürtünme direnci göstermesi ve yapısı nedeniyle bisfenol-A salınımı yapması gibi dezavantajlara sahiptir (43, 44). Bu tarz sorunların çözümü için üreticiler polioksimetilen, dolduruculu polikarbonat, poliüretan ve hibrit polimerler kullanılarak farklı plastik braketler üretilmiştir.

Polioksimetilen plastik braketler, daha iyi renk stabilitesi, daha iyi fiziksel özellikler, düşük sürtünme direnci ve daha güvenli söküm iddiasıyla piyasaya sunulmuştur. Fakat polioksimetilen braketlerin ağızda toksik formaldehit salınımı yaptığını gösteren çalışmaların mevcut olması kullanımını sınırlandırmıştır (42). Günümüzde kullanılan plastik braketler doldurucusuz poliüretandan elde edilmektedir. Fiziksel özellikleri ve renk stabilitesi iyi olan poliüretan baraketler diş renginde veya transparan olarak üretilmektedir. Ayrıca bu braketler mekanik tutucu tabana sahiptir ve yapıştırılmaları için özel adeziv uygulamalarına ihtiyaç duyulmamaktadır (45).

3.2.1.1.2.1.Kompozit braketler

Doldurucusuz polikarbonattan üretilen plastik braketlerin yapısal problemlerinin üstesinden gelmek için çeşitli doldurucular kullanılarak kompozit braketler elde edilmiştir. Cam fiberle güçlendirilmiş, seramikle güçlendirilmiş ve hibrit kopolimer braketler piyasadaki çeşitli kompozit braketlerdendir. Slot yapısındaki mekanik zayıflık ve sürtünme probleminin üstesinden gelmek için ise paslanmaz çelik, niyobyum veya gümüş gibi metal slotlarla kombine edilmiş kompozit braketler üretilmiştir (45). Seramik braketlerin kontrendike olduğu; derin kapanışa sahip, bruksist veya kırılgan mine yapısına sahip hastlarda estetik alternatif olarak metal slotlu kompozit braketler tercih edilebilir. Fakat metal slot nikel salınımı yapabileceğinden nikel alerjisi olan hastalarda kullanılmamalıdır (46).

3.2.1.1.3.Seramik braketler

Seramik; cam, kil, metal oksitler ve değerli taşlar içeren inorganik bir materyaldir. Ortodotik tedavi ataşmanlarını daha az görünür kılmak amacıyla 1980'li yılların başında seramikten üretilen braketler kullanıma sunulmuştur. Seramik braketler, diğer estetik kabul edilen plastik braketlere göre yapısal sağlamlık, yapışma direnci ve renk stabilitesi açısından daha üstündür. Ayrıca kimyasal olarak inert olduğundan nikel alerjisine sebep olmazlar (21).

Sert bir materyal olması seramiğe yapısal sağlamlık kazandırsa da, ortodontik tedavi esnasında bir takım dezavantajları beraberinde getirmektedir. Seramik braketlerin diş dokularından daha sert yapıda oluşu buruksist veya derin kapanışa sahip hastalarda mine aşınmalarıyla sonuçlanacağından kullanımını kısıtlamaktadır. Dişlerin hareketi esnasında karşıt dişin braketine teması da minede aşınmalara neden olmaktadır (47, 48). Ayrıca seramiğin paslanmaz çelikten de daha sert olması kaydırma mekanikleri esnasında yüksek sürtünme direnci oluşmasına sebep olmaktadır (21).

Braketin bağlanma direncini etkileyen faktörlerden biri braket tabanıdır. İlk üretilen seramik braketlerin tabanına kimyasal retansiyon sağlayan silan uygulanmıştır. Bu yapı, rezin yapıştırıcı ile kimyasal köprüler kurararak bağlantıyı güçlendirmektedir. Söküm esnasında braket tabanının deforme olmaması ve yapıştırıcıyla braketin güçlü kimyasal bağlantısı nedeniyle mine kırığı riski artmaktadır. Bu nedenle seramik braketleri yapıştırırken pozisyonunun doğruluğu, repozisyondan kaçınmak için ekstra önem taşımaktadır. Söküm esnasında, mine hipoplazisi, mine çatlağı, veya kanal tedavisi bulunan dişlerde diş hasarını arttırabileceğinden kullanımı uygun değildir. Günümüzde seramik braketlerden kaynaklı mine kırıklarını azaltmak için mekanik retantif taban, rehber kırık hattı ve parsiyel tutucu taban dizaynından yararlanılmaktadır (49, 50). Rijit bir materyal oluşundan kaynaklanan kırılganlığı, kalın teller kullanılarak tork verilmek istendiğinde braket kanatlarında torsiyon birikimiyle kırılmalara sebep olabilmektedir. Kırılmalara karşı dayanımı arttırmak amacıyla daha iri yapılmaları ise yumuşak doku iritasyonunu arttırabilmektedir (21).

Piyasada alüminyum oksit, zirkonya ve kalsiyum fosfat olmak üzere üç tip seramik braket bulunmaktadır.

3.2.1.1.3.1.Alüminyum oksit (Alümina) braketler

Çelik yapıya alüminyum katılıp çözünmüş oksijenin uzaklaştırılmasıyla beyaz renkli alümina elde edilir. Ortodontide alümina, monokristalin ve polikristalin braketler olarak iki şekilde kullanılmaktadır (51).

3.2.1.1.3.1.1.Monokristalin (Safir) braketler

Saf alüminanın 2100 °C' de eritilip yavaşça soğutulması sonucu monokristalin yapı elde edilmektedir. Daha sonra elde edilen kristal yapı ultrasonik kesiciler, elmas kesiciler veya lazerler kullanılarak şekillendirilerek monokristalin braketler üretilmektedir. Monokristalin braketler, safir braketler olarak da adlandırılmaktadır. Bu braketler üretim aşamasındaki hassasiyet ve zorluklar nedeniyle yüksek maliyete sahiptir (52). Tek kristalden oluştuğundan düzenli bir yapıya sahiptir ve şeffaf görünümdedir. Renklenmeye karşı oldukça dayanıklı yapıdadırlar (48, 53) . Tek kristalli yapısı ve şekillendirme esnasındaki stres birikimi nedeniyle kırılmaya karşı dirençleri polikristalin braketlere göre daha zayıftır ve zamanla azalmaktadır (54). Monokristalin braketlerin çekme direnci (tensile) polikristalin braketlerden daha yüksektir. Bununla ilgili yapılan laboratuvar çalışmasında monokristalin braket kanatlarına uygulanan tensile testinde kanat kırıklarına rastlanmazken, polikristalin braket kanatlarında kırılmalar gözlenmiştir (55). Monokristalin braketler daha pürüzsüz yüzeye sahip olmasına karşın polikristalin braketlerle aynı miktarda sürtünme direnci göstermektedir (56).

3.2.1.1.3.1.2.Polikristalin braketler

Alüminyum oksit kristal parçacıklarının bağlayıcı kullanılarak birleştirilip, sinterlenmesi sonucu polikristalin braketler elde edilmektedir. Üretim aşamalarının monokristalin braketlere göre kolay olması maliyetini düşürmektedir (52). Çok kristalli düzensiz yapısı ışık geçirgenliğini etkileyerek optik şeffaflığını azaltmaktadır. Ayrıca düzensiz yapısı nedeniyle kafein tüketimine ve bazı gargaraların kullanımına bağlı olarak zamanla renk değişiklikleri gözlenebilmektedir (56). Kırılmaya karşı dirençleri zaman içerisinde değişmememektedir. Fakat üretim

aşamasında strese sebep olan işlemler ve kristal boyutlarının büyümesi kırılganlık dirençlerini düşürmektedir (21).

3.2.1.1.3.2.Zirkonyum dioksit (Zirkonya) braketler

Zirkonyum dioksit veya diğer adıyla zirkonya plaj kumundan elde edilen yarı stabil, beyaz bir materyaldir. İnce grenli zirkonya tozlarının itriyum oksit ile karıştırıldıktan sonra şekillendirilip, sinterlenmesiyle zirkonya braketler üretilmektedir. Zirkonya braketler kırılma direnci, sürtünme direnci ve maliyet açısından polikristalin braketlerden avantajlı olsa da opak ve sarımsı renkte oluşu estetik braket olarak tercih edilmesini sınırlamaktadır (21).

3.2.1.1.3.3.Kalsiyum fosfat seramik braketler

Medikal alanda kemik protezi ve kemik grefti olarak kullanılan kalsiyum fosfat seramiklerin biyouyumluluğu, braket yapımında da kullanımını gündeme getirmiştir. Üreticiler tarafından mineye eşdeğer sertliğinin olduğu ve böylece derin kapanışa sahip hastalarda kullanıldığında dişlerde aşınmaya sebep olmayacağı söylenmektedir. Ayrıca düşük sürtünme direncine sahiptir. Yapışma direncinin konvansiyonel seramik braketlerden daha düşük olması söküm sonrası mine hasarını azaltmaktadır (21).

3.3.Ortodontik Braketlerin Yapıştırılması

Sabit ortodontik tedavinin ilk uygulandığı yıllarda ortodontik braketler altın veya pasalanmaz çelik bantlara lehimlenmekteydi. Dişi çepeçevre saran bantların dişlere yerleştirilebilmesi için bant kalınlığı kadar diş seperasyonu gerektirmesi, tedavi sonunda seperasyon boşluklarının kalmasına sebep olmaktaydı. Ayrıca bantlar nedeniyle periodontal sorunlara, hijyen problemlerine ve dişlerde dekalsifikasyonlara rastlanmaktaydı. Bantlı sistemlerin tüm bu dezavantajlarının çözümü olarak braketlerin diş yüzeyine doğrudan yapıştırılması fikri ortaya çıkmış ve 1960'lı yılların ortalarında iki farklı araştırmacı tarafından braketlerin mineye doğrudan yapıştırılması üzerine ilk çalışmalar yapılmaya başlamıştır (6, 57). Bu araştırmacılar çalışmalarında plastik braketleri, temizlenip kurutulan mineye doğrudan yapıştırmış fakat adhezyon kuvveti tek başına ortodontik kuvvetlere yeterli olamamış ve braketlerin diş yüzeyinden ayrıldığını gözlemlemişlerdir (1). 1970'li yılların başında

braket tutuculuğunun arttırılması için adhezyon kuvvetinin yanında, minenin asitlenmesiyle mekanik tutuculuktan da yararlanılmaya başlanmıştır (57). Zaman içinde adeziv sistemlerin de gelişmesiyle, minenin asitlendikten sonra, braketlerin doğrudan mine yüzeyine yapıştırılması ortodonti pratiğinde rutin hale gelmiştir (58, 59).

3.3.1. Ortodontik braketlerin mine yüzeyine yapıştırılması

Braketlerin mine yüzeyine yapıştırılması; mine yüzeyinin temizlenmesi, mine yüzeyinin hazırlanması, mine yüzeyinin örtülmesi ve braketin yapıştırılması safhalarını içermektedir (60).

3.3.1.1.Mine yüzeyinin temizlenmesi

Fırçalamayı takiben mine yüzeyinin tükrük ile teması sonucu tükrük proteinlerinin çökmesiyle diş üzerinde pelikıl denen şeffaf ince bir tabaka oluşur. Bu nedenle ağız hijyeni iyi olsa bile asitleme öncesi minenin temzilenmesi önerilmektedir (61, 62). Yapılan çalışmaların bazılarında temizleme işleminin istatistiksel olarak bağlanma dayanımını etkilemediği bulunmuş olsa da, çoğu çalışmada temizleme işlemi uygulanmış ve çalışma sonuçlarında bağlanma dayanımını kötü yönde etkilemediği veya arttırdığı rapor edilerek yapımı önerilmiştir (63). Özellikle kendinden asitli primerler kullanıldığında temizleme işlemi daha önemli hale gelmektedir. Çünkü kendinden asitli primerlerde asitleme sonrası yüzey yıkanmamakta ve yüzeydeki artıklar polimer içine katılmaktadır (64, 65). Temizleme işlemi ile mine yüzeyinde yapışmayı olmusuz etkileyebilecek pelikıl ve plak uzaklaştırılır, mine yüzeyinin asit ile ıslanabilirliği arttırılır (61, 66). Asitleme öncesi amorf kalsiyum fosfat ve flor gibi aktif element içeren pat kullanımının bağlanma dayanımını düşürdüğü görülmüştür (67). Bu nedenle temizlik işlemi için aktif elemetler içermeyen pat veya sulandırılmış pomza kullanılmaktadır. Bu ajanlar mikromotor ucuna takılmış plastik veya kıl fırça yardımıyla düşük devirde 5-15 sn boyunca uygulanmaktadır. Ayrıca mine yüzeyinin temizlenmesi amacıyla bazı çalışmalarda düşük devirde tungsten karbid frez, silikon karbid zımparalar ve farklı cila patları kullanılmıştır (68-70). Mine yüzeyinin temizlenmesi işleminin bağlanma açısından olumlu etkilerinden bahsedilmesine karşın farklı düzeylerde mine kayıplarına sebep olabileceği de bildirilmiştir (71). Pus ve ark. tarafından kıl fırçanın,

plastik fırçadan daha fazla aşındırdığı rapor edilmiştir (72). Temizleme işlemi bittikten sonra hastanın ağzını çalkalamasıyla veya hava-su spreyi ile kalan pat yüzeyden uzaklaştırılarak mine yüzeyinin hazırlanması safhasına geçilir.

3.3.1.2.Mine yüzeyinin hazırlanması

Mine yüzeyinin hazırlanması; izolasyon ve minenin pürüzlendirilmesi safhalarını içermektedir. Başarılı bir ortodontik bağlantı için minenin pürüzlendirilmeden önce nem kontrolünün sağlanması gerekmektedir. İzolasyon amacıyla dil, dudak, yanak tutucuları , tükrük emiciler, pamuk peletler, tükrük bezi tıkayıcıları ve tükrük salgısını azaltan ilaçlardan faydalanılmaktadır (60, 61).

Kontaminasyonun ortodontik bağlantı başarısızlıklarının temel nedenlerinden biri olduğu bilinmektedir. Yapılan bir çalışmada kontaminasyon olan deney gruplarında bağlanmanın, kontaminasyonun olmadığı kontrol grubuna göre daha başarısız olduğu rapor edilmiştir (73).

Dişler izole edildikten sonra mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi safhasında birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Minenin yeterli pürüzlülüğe sahip olması ortodontik bağlantı için gerekli mikromekanik tutuculuğu sağlamaktadır. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi alüminyum oksit kumu, çeşitli lazerler ya da en çok tercih edilen yöntem olan asitlerle gerçekleştirilmektedir (74). Asit ile pürüzlendirme yönteminde sıklıkla % 37’ lik jel veya sıvı formda ortofosforik asit (OFA) kullanılmaktadır. Asidin jel veya sıvı formda olması pürüzlendirme etkinliği açısından herhangi bir faklılık yaratmamaktadır. Fakat kullanım kolaylığı ve yumuşak dokuların korunması açısından avantaj sağlayan jel formu klinik kullanımda daha çok tercih edilmektedir (75).

Minenin asitlenmesiyle, mine yüzeyinde bulunan smear tabakası uzaklaştırılır ve minenin kimyasal yapısında herhangi bir değişim olmaksızın prizmatik ve interprizmatik mine kristallerinin bir kısmı demineralize olur (76, 77). Böylece mikropürüzlü bir alan elde edilir. Mikropürüzlü alan; yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği arttırarak düşük vizkoziteli adezivlerin yüzeyde kolayca akabilmesini sağlamaktadır. Sonuç olarak mikromekanik tutuculuk meydana gelmektedir. Mikropürüzlü alanın derinliği; 3,5 μm ile 50 μm arasında olup, asitleme süresi, asidin konsantrasyonu, asidin türü ve minenin yapısı gibi birçok faktörden etkilenmektedir (78-80).

Asitleme süresinin 15-20 ve 30 sn olması ile alakalı farklı görüşler bulunmaktadır. Yapılan çalışmalar sonucunda 15 sn asitlemenin yeterli olduğu fakat 30 sn asitleme ile ideal ortodontik bağlanmanın elde edileceği bildirilmiştir (72, 81). Ayrıca asitlemenin 60 sn'den fazla yapılmasının yüzeyde meydana gelen çökeltiler nedeniyle bağlantıyı kötü etkilediği, 5 sn'den az asitlemenin ise belirgin derecede tutuculuğu azalttığı bildirilmiştir (82-85). Öte yandan süt dişlerinde, yaşlı dişlerinde ve yüksek flor içeriğine sahip dişlerde asitleme süresinin arttırılması önerilmektedir (61, 86, 87).

Asitleme işlemi tamamlandıktan sonra yüzeydeki asit, en az asitleme süresinin yarısı kadar süreyle düşük basınçlı su spreyi ile yıkanmalıdır. Yıkama işlemi sırasında yüksek emiş gücüne sahip tükrük emici kullanımıyla asit-tükrük-su karışımının dişlere ve yumuşak dokulara bulaşması engellenmelidir. Sonrasında hava spreyi ile kurutularak diş yüzeyinin beyaz ve mat bir görünüm alması sağlanır (58, 60, 61, 88).

3.3.1.3.Mine yüzeyinin örtülmesi

Asitlendikten sonra mine yüzeyinde oluşan mikropürüzlü yapının örtülmesi amacıyla primerler kullanılır. Primerlerin mine yüzeyindeki mikropürüzlü yapıya dolmasıyla mikromekanik mine bağlantısı gerçekleşirken, primer yüzeyindeki oksijen inhibisyon tabakasının kopolimerizasyonuyla da kompozit rezinlerle bağlantısı gerçekleşmektedir (89). Likit formda adezivler olan primerlerin içeriğinde rezin monomer, reaksiyon başlatıcı, inhibitör, çözücü ve bazen az miktarda inorganik doldurucu bulunmaktadır (90).

3.3.1.3.1. Geleneksel primerler

Primerlerin rezin kompozitlere göre akışkan formda oluşu, bileşiminde yüksek oranda komonomer ve çok az miktarda doldurucu bulunmasından veya doldurucu bulunmamasından kaynaklanmaktadır. Doldurucu içermemesi, komonomer miktarının fazla olması veya primerin kalın tabaka şeklinde sürülmesi gibi faktörlerin polimerizasyon büzülmesini arttırıp, mine-adeziv arası bağlantıyı olumsuz etkileyebileceği savunulmaktadır. Polimerizasyon büzülmesinin minimuma indirgenmesi amacıyla ışıkla polimerize olan primerlerin ince tabaka halinde kullanımı tavsiye edilmektedir. Ayrıca primerin, kalın tabaka şeklinde sürüldüğünde

artık monomer ve bisfenol-A salınımını da arttıracağı yönünde görüşler bulunmaktadır. Bu nedenle primer uygulamasından sonra hava ile 1-2 sn inceltilmesi önerilmektedir. Uzun süreli inceltme, primer tabakasında çözünmelere, porözite oluşumlarına ve rezinde oksijen konsantrasyonunun artmasına sebep olmaktadır. Bu durum su absorbsiyonu ve monomerlerin ıslanmasıyla sonuçlanmaktadır. Tüm bu faktörler, materyalde defektlere neden olarak bağlantı sorunlarını da beraberinde getirebilmektedir (36).

Primerler, akışkan formu sayesinde mikropürüzlü yapıyı ıslatıp, demineralizasyon sonucu oluşmuş mine rodlarına difüze olmaktadır. Böylece asitlenen mine yüzeyi nemden korunarak hekime nem kontrolünde rahatlık sağlanmış olur. Primer uygulamasıyla mine, adezivlerle daha iyi ıslanabilir hale gelir ve adezivin tutunması için kimyasal bağlantı oluşturabilecek yüzey elde edilir. Ayrıca primer uygulamasının demiralizasyona karşı mine yüzeyinde koruyucu tabaka olarak görev yaptığı, marjinal sızıntı riskini azalttığı, bağlanma dayanımını arttırdığı ve mine-adeziv-braket arasındaki bütünlüğü sağladığı rapor edilmiştir (91-93). Yapılan iki ayrı çalımada, primer kullanımının bağlanma dayanımında istatistiksel olarak değişim yaratmadığı fakat söküm işlemleri sırasında olası mine hasarını azalmak için kullanılabileceği vurgulanmıştır (93, 94). Fakat bu raporların aksini gösteren çeşitli in-vivo ve in-vitro çalışmalar da bulunmaktadır (95-98). Bu nedenle primer kullanımının gerekliliği hala tartışmalı bir durumdur.

Primersiz ve üç ayrı primer kullanılarak uygulanan rezin yapıştırıcının mine yüzeyine etkilerinin SEM (Taramalı elektron mikroskobu) ile incelendiği bir çalışmada; ışıkla polimerize olan primerlerin yeterli mukavemet gösterdiği ve polimerizasyon büzülmesinin önemsiz boyutta olduğu görülüp, bu şekilde örtülmüş minenin çürüklere karşı korunacağı sonucuna varılmıştır (99).

5 ayrı primerin kullanıldığı diğer bir çalışmada, primer uygulanan dişler demineralizasyon için solusyonda bekletildikten sonra brakete komşu mine bölgelerindeki çözünmeler ve sızıntılar değerlendirilmiştir. Işıkla polimerize olan primerin mineyi koruduğu, kimyasal polimerize olan primerlerin ise düşük dirençte olduğu ve mine için yeterli koruyuculukta olmadığı bulunmuştur (100).

Shapinko ve arkadaşlarının braket yapıştırılmadan önce primer uygulamasının gerekliliğini test ettikleri çalışmalarında, primer uygulamasının bağlanma dayanımını çok az arttırdığı fakat istatistiksel olarak fark yaratmadığı bildirilmiştir (101). Diş-adeziv arası ayrılmanın minede daha çok hasara sebep olduğu göz önünde bulundurulduğunda (102), bu çalışmada primer kullanımının olası mine hasarını azalttığının aksi yönünde sonuçlar elde etmişlerdir (101). Çünkü braketlerin sökümü sonrasında primer uygulanmayan gruptaki ayrılmaların adeziv içinde, primer uygulanan gruptaki ayrılmaların ise diş-adeziv ara yüzünde olduğu sonucuna varmışlardır (101).

Nandhra ve arkadaşları primer kullanıldığında braket düşme oranını % 11.1 olarak bulurken, yapıştırıcı primersiz kulanıldığında braketlerin düşme oranının % 15.8‘ e çıktığını görmüşlerdir. Ancak bu oranın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını da vurgulamışlardır. Braketler söküldükten sonra diş yüzeyleri incelendiğinde, primer uygulanan örneklerin % 49.4’ ünde tüm adezivin dişten ayrıldığı, primersiz grupta ise bu oranın % 76.5 olduğu bulunmuştur (98).

Bazargani ve arkadaşlarının yaptığı in-vivo çalışmada ise özellikle küçük yaş grubunda primer uygulamanın bağlanma dayanımını yaklaşık 3,5 kat arttırdığı görülmüştür. Öte yandan yaş grupları göz önüde bulundurulmadığında primer kullanımı istatiksel olarak bir fark yaratmamıştır (103).

3.3.1.3.2. Nemli ortamda kullanılabilen primerler

Konvansiyonel primerler hidroksil grupları içermesine karşın bileşimindeki bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) rezinler hidrofobiktir ve iyi bir bağlantı sağlayabilmek için tamamen kurutulmuş, izole edilmiş bir ortama ihtiyaç duyarlar (104, 105). Fakat bazı durumlarda mine yüzeyinin izolasyonu mümkün olmamaktadır. Asitlenmiş mine kontamine olduğunda, adezivin ıslatması gereken mikropürüzler tıkanır, yüzey enerjisi düşer ve adezivle diş arasında yeterli kilitlenme gerçekleşmez (105, 106). Bu durum başarısız ortodontik bağlantının en yaygın sebebi olarak gösterilmektedir (107, 108). Restoratif tedavilerde ıslak dentin kanallarına penetrasyon için hidrofilik monomer ve alkol / keton içerikli primerler uzun yıllardır kullanımdadır. Son yıllarda üreticiler nem izolasyonunun sağlanamadığı veya nem kontrolünün zor olduğu, maksiller ikinci molarların bukkali,

mandibular molarların lingual ve bukkali, tam sürmemiş ve gömük dişler gibi ulaşılması zor alanlarda nem varlığını avantaja çevirmek için hidrofilik özellikteki primerleri ortodontik kullanıma sunmuşlardır. Nem varlığında yüzeye bağlanabilen primerlerde; hidrofilik monomer olan hidroksietil metakrilat (HEMA), maleik asit ve çözücü (aseton, etanol, metanol) bulunmaktadır. İçeriğindeki alkol ve/veya aseton mine yüzeyindeki su ile reaksiyona girerek oksijen çıkışıyla birlikte yüzeyin kurumasını sağlamaktadır (108, 109).

Neme duyarsız primerler ile konvansiyonel hidrofobik primerlerin farklı koşullarda kıyaslandığı çalışma sonuçlarında; kuru ortamda elde edilen bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir. Bağlanma kuvvetleri nemli ortamda düşmesine karşın, neme duyarsız primerlerin bağlanma kuvvetleri ortodontik tedavi için kabul edilebilir değerler arasında bulunmuştur. Fakat konvansiyonel primerlerin nem varlığında kullanımı yeterli bağlanma kuvveti sağlayamadığı için önerilmememiştir. Nem kontrolünün zor olduğu durumlarda hidrofobik konvansiyonel primerler yerine hidrofilik primerlerin kullanımının uygun olabileceği sonucuna varılmıştır (105, 110).

3.3.1.3.3.Kendinden asitli primerler

6. kuşak yapıştırıcı sistemler olarak bilinen kendinden asitli primerler ilk olarak dentinde kullanılmak üzere tanıtılmıştır (111). 2000’ li yıllarda kullanım kolaylığı ve mine yüzeyinde daha az hasar oluşturması gibi avantajlarıyla ön plana çıkarak ortodonti pratiğinde kullanımı yaygınlaşmıştır (112). Kendinden asitli primerlerde; asit ve primer tek bir şişe içinde, asidik primer şeklinde bulunmaktadır. Aktif elaman olarak metakrilatlı fosforik asit esteri içermektedir. Aktif eleman hidroksiapatitten kalsiyumu çözmekte ve çözünen kalsiyum yıkanmadığından, primer polimerizasyonuyla yapıya katılmaktadır. Asitleme ile primerin mikroporları ıslatması birbiri ardına olmaktadır. Bu nedenle asidin ulaştığı derinlik ile primer penetrasyon derinliği aynıdır. Asidin aktivitesi; kalsiyumla birleştiğinde ve bağlı olduğu monomerler polimerize olduğunda son bulmaktadır. Ayrıca hava ile primer inceltilirken çözücülerin uçması sonucu vizkozite artar ve asidin penetrasyonu yavaşlar (113, 114). Konvansiyonel OFA kullanımı ile elde edilen mekanik

bağlantının aksine, kendinden asitli primerlerin bağlantısının büyük bir kısmı minedeki kalsiyumla yapılan kimyasal bağlantı ile sağlanmaktadır (113, 115).

Minenin asitlenmesiyle, kullanılan asidin cinsine, ayrışma sabitine, derişimine ve uygulanma süresine bağlı olarak mine yüzeyinden farklı miktarlarda kayıp olmaktadır (116-118). Ortodontik tedavide en çok kullanılan % 37 derişimli OFA'nın 15-30 sn arasında uygulanmasıyla 8.8 ile 16.4 mikron (µ) aralığında kayıp olmaktadır (117). Farklı çalışmalar sonucunda ise bu kaybın 10 ile 30 µ aralığında olup 170 µ'a kadar çıkabildiği rapor edilmiştir (119). Kendinden asitli primerlerin kullanımı ile asitleme safhasında oluşacak mine kaybı azaltılmaktadır. Ayrıca OFA ile dağlanan minenin çözünürlüğü artmaktadır. Bazı çalışmalar sonucunda ortodontik ataşmanlar etrafında meydana gelen beyaz nokta lezyonları ile OFA uygulamasının birbiri ile bağlantılı olduğu, düşen çözünürlüğün çürük oluşum riskini arttırdığı bulunmuştur (120).

SEM çalışmaları kendinden asitli primerlerin, konvansiyonel asitlemeye göre mine yüzeyinde daha sığ ve daha az tutucu dağlama karakteristiği gösterdiğini ortaya koymuştur (121, 122). Hannig ve arkadaşlarının rezin infiltrasyon tabakasını incelediği çalışmada kendinden asitli primerler 1,5 - 3,2 µ derinliğe infiltre olurken, OFA kullanılan konvansiyonel sistemde bu derinlik 6,9 µ'a yükselmiştir. Çalışmanın sonucu olarak kendinden asitli primerler kullanıldığında, rezin mine bağlantısının rezin uzantıları yerine inter ve intra kristalid nanoretantif alanlarla sağlandığı bildirilmiştir. Bazı çalışmalarda kendinden asitli primerlerin, iki aşamalı konvansiyonel sistemlerden daha düşük bağlanma direnci göstermesinin bu agresif olmayan dağlama karakteristiğinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir (123, 124). Bununla birlikte bağlanma direncinin düşük olması sebebiyle tedavi sonunda braketin mine yüzeyinden daha kolay söküldüğü ve minede daha az hasar yarattığıyla ilgili görüşler de mevcuttur. Ayrıca kendinden asitli primerler kullanıldığında, braketler söküldükten sonra, artıkların temizlenme safhasının daha kısa sürdüğü, mine kaybının ve hasarının daha az olduğu vurgulanmaktadır (60, 125).

Kendinden asitli primerlerin bağlanma dayanımlarının konvansiyonel sistemlerle karşılaştırıldığı birçok çalışma bulunmaktadır. Çalışma sonuçlarının çoğunda braketlerin bağlanma dayanımları konvansiyonel sistemlere göre düşük bulunsa da

ortodontik olarak yeterlidir (126-128). Tedavi sonunda braketlerin sökülmesi gerektiğinden çok yüksek bağlanma dayanımı istenilen bir durum değildir. Braketler sökülürken mineye zarar vermemesi için bağlanma dayanımının, mine kırılma dayanımından (14 MPa) daha düşük olması gerekmektedir. Bu nedenle çok yüksek bağlanma dayanımı değerleri istenmemektedir (129, 130).

Kendinden asitli primerler; konvansiyonel sistemlerdeki minenin asitlenmesi, yıkanması, kurutulması ve primer ile örtülmesi basamaklarını tek basamağa indirgemektedir. Tek basamakta mine daha zayıf bir asitle dağlanırken bir yandan da örtülmektedir. Böylece asit kaynaklı mine kaybı ve hasarı azalır (127, 131). Hasta başında geçen süre ve asitlemeden kaynaklanan hatalar engellenmiş olur. İşlem süresi kısaldığından kontaminasyon riski de azalır. Ayrıca ortodontik tedavide kullanılan kendinden asitli primerlerin tek kullanımlık paketlerde olması çapraz enfeksiyon olasılığını azaltmaktadır (112, 113).

3.3.1.3.4.Universal adezivler

Son jenerasyon olarak tanıtılan universal adezivler; asidi yıkanan sistemlerdeki gibi (etch and rinse) iki aşamalı, kendinden asitli (self etch) sistemlerdeki gibi tek aşamalı veya minenin asitlenip dentinin asitlenmemesi (selective etch) şeklinde kombine kullanım şeçenekleri sunmaktadır. Bu nedenle multi-mode veya multi-purpose adezivler olarak da bilinmektedir (132). Farklı asiditelerde olmakla birlikte, pH $\leq$ 2,5' tur (133). Özel bileşimleri sayesinde kimyasal, ışıkla veya hem kimyasal hem ışıkla sertleşen kompozit rezinlerle kullanılabilirken, bis metakrilat, mine, dentin, cam iyonomer, metal, alümina, zirkonya ve diğer seramik yüzeylere bağlanabilmektedir (134). Universal adezivlerin mine yüzeyinde asitlenip yıkandıktan sonra, dentin yüzeyinde ise asit uygulanmadan kullanımı önerilmektedir (135). Bu kullanım; asidi yıkanan sistemlerin dentinde neden olduğu hassasiyet ve bağlantı sorunlarını, kendinen asitli sistemlerin de minede neden olduğu bağlantı sorunlarını ortadan kaldırarak (135), iki sistemin sahip olduğu avantajları tek şişede birleştirmektedir (136).

Farklı universal adezivlerin kıyaslandığı bir çalışmada, adezivler uygulanmadan önce mine yüzeyi asit ile pürüzlendirilmemiş, tek aşamalı kendinden asitli sistem şeklinde uygulanmıştır. 24 saatlik ve 6 aylık braket bağlanma dayanımlarının test

sonuçlarında, universal adezivlerin asit uygulanmadan ortodontik amaçlı kullanımında yeterli bağlanma dayanımının sağlanamadığı gözlenmiştir. Asit ile pürüzlendirme yapılan kontrol grubunda ise bağlanma dayanımı değerlerinin yeterli olduğu bildirilmiştir (137).

Universal adezivlerin matriks yapısında bulanan bis-GMA, hidrofilik HEMA ve hidrofobik dekandiol dimetakrilat (D3MA) monomerleri aracılığıyla hidrofilik diş yapıları ile hidrofobik rezinleri birbirine bağlayabilmektedir (111). Kendinden asitli tek aşamada uygulanan yapıştırıcı sistemlerle benzer bileşime sahip olmalarına karşın kimyasal ve mekanik olarak diş yüzeyine bağlanabilen monomerler içermeleriyle farklılık göstermektedirler. Bileşimlerinde bulunan spesifik karboksilat ve/veya fosfat monomerleri ile hidroksiapatitin kalsiyumuna iyonik olarak bağlanıp, bağlantı kalitesinde etkili olan, çözümnmeyen kalsiyum tuzları oluşturmaktadırlar (138, 139). İçeriğindeki fonksiyonel monomerlerden en yaygın olanı 10-metakrilooksidesil dihidrojen fosfattır (10-MDP). Hafif asidik ve hidrofilik olan 10-MDP, bir taraftan fosfat grubu ile dişe bağlanırken, bir taraftan hidrofobik polimerize olabilen metakrilat grubuyla da kompozit rezine bağlanmaktadır. 10-MDP aracılığıyla olan bu bağlanmanın başarılı bir şekilde uzun dönem devam ettiği bildirilmektedir (132). Yapılarında diş dokularına bağlanmayı arttırabilen bifenil dimetakrilat (BPDM), dipentaakrilat fosforik asit esteri ve polialkenoik asit kopolimeri de bulunmaktadır (140). Ayrıca bazı universal adezivler silan içerdiklerinden ayrı bir basamak olan silanizasyon gereksinimini de ortadan kaldırmaktadır (90).

3.3.1.4.Ortodontik ataşmanın yerleştirilmesi

Ortodontik ataşmanın yapıştırılacağı diş veya restorasyon yüzeyinin hazırlığı tamamlandıktan sonra sıra, yapıştırıcının ataşman tabanına uygulanmasına ve ataşmanın yüzeye yerleştirilmesine gelmektedir. Ortodontik ataşmanların yapıştırılması amacıyla kullanılan birçok farklı yapıştırıcı bulunmakla birlikte her geçen gün piyasaya yenileri sunulmaktadır. Yapıştırıcının çeşidine bağlı ufak farklılıklar olmasına rağmen temelde ortodontik ataşmanın yapıştırılması sırasında yapılan işlemler değişmemektedir. Braket tutucu ile tutulan ataşmanın tababına yapıştırıcı sürülür. Yapıştırıcı miktarının hafif fazla olması ataşmanın yüzeye

tutunmasını kolaylaştıracak ve tabanın yapıştırıcıyla tamamen örtülmesini sağlayacaktır. Ataşman doğru olduğu düşünülen konuma en yakın yere yerleştirilir. Mezio-distal konumu, serviko-okluzal konumu ve uzun ekseni kontrol edilerek gerekli görülürse yardımcı el aletleri ile düzeltilir. Doğru konuma alınan brakete tek noktadan basınç uygulanarak braketin diş veya restorasyon yüzeyine adaptasyonu sağlanır (60). Uygulanan basınç ataşman tabanındaki yapıştırıcının yayılmasına yardımcı olmaktadır ve ataşmanın kaymasını engellemektedir. Basınç sonrası taşan fazla yapıştırıcı sivri uçlu el aleti ile ataşman hareket ettirilmeden temizlenir. Fazla yapıştırıcının temizlenmesi plak brikiminin, gingival irritasyonun, korozyonun ve renklenme nedeniyle oluşacak estetik olmayan görünümün engellenmesi açısından önemlidir (21, 60). Ataşmanlar, yapıştırıcı sertleştikten sonra tek tek kontrol edilir, doğru pozisyonda olmadığı düşünülenler sökülüp tekrar yapıştırılır (60).

3.4.Ortodontik Amaçla Kullanılan Yapıştırıcılar

Ortodontik ataşmanı diş veya restorasyon yüzeyine bağlayan, genellikle visköz sıvı formda olan ortodontik yapıştırıcılar, sertleştikten sonra bir yüzeyden diğerine yük aktarabilir hale gelmeketedir (76). Yapıştırıcının sertleştikten sonra yeterince kuvvetli olmaması, ağızdaki çiğneme kuvvetlerine ve ortodontik kuvvetlere dayanamaması tedavi başarısını olumsuz etkilemektedir. İdeal bir yapıştırıcının sahip olması gereken özellikler aşağıda sıralanmıştır (58, 141).

-Polimerizasyon büzülmesi gözlenmemelidir.
-Bağlanma dayanımı ortodontik tedavi boyunca yeterli düzeyde olmalıdır (Ortodontik yapıştırıcıların bağlanma dayanımının 6-8 MPa olması beklenmektedir.).
-Tedavi bitiminde ataşmanlar uzaklaştırılırken diş dokusuna veya restorasyon yüzeyine zarar verecek kadar kuvvetli bağlanmamalıdır.
-Akıcılığı yeterli düzeyde olmamlıdır.
-Klinik olarak kullanım kolaylığına sahip olmalıdır.
-Mine ve restorasyon yüzeylerine penetre olabilmelidir.
-Mine dekalsifikasyonlarına karşı koruyucu olmalıdır.
-Makul bir maliyeti olmalıdır.

3.4.1.Kompozit rezinler

Geçmişten günümüze kadar ortodontik ataşmanların yapıştırılması amacıyla akrilik ve diakrilat olmak üzere iki tip dental rezin kullanılmıştır. Akrilik rezinler, protetik tedavide kaide üretiminde kullanılan, kendi kendine sertleşen, toz-likit sistemli akriliklere oldukça benzer yapıdadır. Metil metakrilat bazlı monomer ve ultra ince tozdan oluşmaktadır (60). Metil metakrilat likidinin, polimerize polimetil metakrilata eklenmesiyle serbest radikaller tarafından kimyasal polimerizasyon başlatılmaktadır. Ağız ısısının da yardımıyla polimerize olan akrilik rezin ortodontik ataşmanın pürüzlendirilmiş mine yüzeyine tutunmasını sağlamaktadır (60, 142). Fakat akrilik rezinler düşük bağlanma dayanımı, polimerizasyon büzülmesi, yüksek termal genleşme katsayısı, renklenme ve sekonder çürük insidansı gibi dezavantajlara sahiptir (60, 143).

Bir diğer dental yapıştırıcı tipi olan diakrilatlar rezinler, akrilik modifiye epoksi rezinleri temel almaktadır (3, 60). İlk dental kompozit olan epoksi rezinler Bowen tarafından metil metakrilat rezinin modifiye edilmesiyle üretilmiştir. Daha sonra uzun polimerizasyon süresine sahip epoksi rezinlerin pratiklikten uzak olması nedeniyle Bis-GMA rezinler geliştirilmiştir. Bis-GMA rezinler 1960'lı yıllarda dental yapıştırıcı olarak kullanılmaya başlanmış ve sonrasında ortodonti pratiğinde de yer almışlardır (144).

Günümüzde ortodontik yapıştırıcı olarak kullanılan kompozitlerle restoratif tedavilerde kullanılan kompozitler benzer içeriklere sahiptir. Kompozit materyaller organik, bağlayıcı ve inorganik doldurucu faz olmak üzere 3 fazdan oluşmaktadır. Kompozitin doldurucu ve bağlayıcı fazı; dayanıklılığını, sertliğini, abrazyon direncini ve termal genleşme katsayısını etkilerken, renk stabilitesi ve yumuşama eğilimi organik faz içeriğine bağlı olarak değişmektedir (143). Polimerizasyon ve su emilimi özellikleri ise hem doldurucu hem de organik faz tarafından belirlenmektedir (145).

Organik fazı; monomerler, ko-monomerler, inhibitörler ve polimerizasyon başlatıcılar oluşturmaktadır. Organik fazda bulunan monomerler yüksek vizkoziteli Bis-GMA, üretandimetakrilat (UDMA) ve bu monomerlerin modifikasyonlarıdır

(146). Monomerleri seyreltmek için kullanılan komonomer ise düşük vizkoziteye sahip trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) yapıdadır (146, 147).

Esas monomer olan Bis-GMA, bisfenol A ve glisidil metakrilattan oluşmaktadır (147). Bis-GMA içeren rezinler çapraz bağlar kurarak polimerize olmaktadır. Bu da yapısının sert ve çözücülere karşı dirençli olmasını sağlamaktadır (148). Ayrıca yapılan bazı çalışmalarda Bis-GMA içeren rezinlerin metal ortodontik ataşmanlar için en başarılı yapıştırıcı olduğu bildirilmektedir. Lineer polimerizasyon gösteren metil metakrilat ile karşılaştırıldığında polimerizasyon büzülmesinin düşük olması, hızlı sertleşme, daha sert yapıya sahip olması ve yüzeye daha güçlü tutunması gibi avantajlara sahiptir (149). Organik faz monomerlerinden diğeri olan UDMA renk stabilitesinin ve adezyonunun iyi oluşu nedeniyle son yıllarda Bis-GMA ile birlikte çoğu kompozit rezinin içeriğinde bulunmaktadır (147).

Kompozit rezinlerin içeriğinde inhibitör olarak fenol türevi bileşikler bulunmaktadır. İnhibitörler, kullanımdan önce rezinin kendiliğinden polimerize olmasının engellenmesi amacıyla içeriğe katılmaktadır. Polimerizasyon başlatıcı olarak serbest radikaller görev yapmaktadır. Bu serbest radikaller kimyasal yollarla veya ısı, ışık gibi enerjiler verildiğinde oluşmaktadır. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinlerde benzoil peroksit, ışık ile polimerize olan kompozitlerde ise kamferokinon polimerizasyon başlatıcı olan serbest radikallerdir (150).

İnorganik fazda farklı boyut ve şekillerde quartz, cam partiküller, hidroksiapatit ve alüminyum, bor, lityum silikattan oluşan inorganik doldurucular bulunmaktadır. İnorganik doldurucuların yapısına stronsiyum, baryum ve çinko gibi elementler eklenerek rezine radyoopasite kazandırılmaktadır (146, 151). Rezin içindeki inorganik doldurucuların oranının artmasıyla, rezinin mekanik ve estetik özellikleri gelişmekte, sertliği ve aşınmaya karşı direnci artmakta, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi ve akışkanlığı azalmaktadır. Ayrıca ışık geçirgenliği artarak mineye benzer optik özellikler kazanmaktadır (151, 152).

Bağlayıcı veya ara faz olarak bilinen fazın görevi organik ile inorganik fazı bir arada tutarak kompozitin mekanik özelliklerinin devamlılığını sağlamaktır (153). İnorganik faz ile organik fazı birbirine bağlayan yapı silan adı verilen silisyum hidrojenli bileşiklerdir. Silanlar kimyasal olarak dayanıklı, inert ve bifonksiyonel

moleküllerdir. Bir taraftan organik fazdaki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar kuraraken bir yandan da inorganik fazda bulunan silika partiküllerinin yüzeyindeki su ve hidroksil gruplarına bağlanmaktadır (146).

Kompozit rezinler inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelerine göre (gelenkesel, mikrofill, hibrit dolduruculu veya megafill, makrofill, midifill, minifill, mikrofill, nanofill dolduruculu), vizkozitelerine göre (tepilebilir ve akışkan kompozitler) veya polimerizasyon mekanizmasına göre (kimyasal, ışıkla ve hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozitler) farklı şekillerde sınıflandırılmaktadır (154).

3.4.1.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre

1983 yılında Lutz ve Philips'in (154) kompozitteki doldurucu partikül büyüklüklerini temel alarak yaptıkları sınıflamada;

- 0,1-100 µ aralığında partikül büyüklüğüne sahip kompozitler geleneksel kompozitler
- 0,01-0,1 µ aralığında partikül büyüklüğüne sahip kompozitler mikrofil kompozitler
- 0,04-1 µ araliğinda partikül büyüklüğüne sahip kompozitler hibrit kompozitler olarak adlandırılmaktadır

İlk üretilen kompozitler makrofil doldurucu içermektedir. Bunun yanında makrofil (10-100 µ) ve midifil (1-10 µ) doldurucu içeren kompozitler geleneksel kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Farklı büyüklükte doldurucular içeren kompoziler ise hibrit kompozit sınıfında yer almaktadır. Hibrit kompozitlerin isimlendirilmesi kompozit içeriğinde bulunan en büyük partikül göz önünde bulundurularak yapılmaktadır. Zamanla Lutz ve Philips'in yaptığı sınıflama genişletilerek megafil (50-100 µ) ve nanofil (0,005-0,01 µ) kompozitler de sınıflamaya dahil edilmiştir (155).

3.4.1.2.Vizkozitelerine göre

Kompozit rezinler vizkozitelerine göre tepilebilir ve akışkan kompozitler olarak sınıflandırılmaktadır. Kompozitlerin tepilebilir özellik kazanmasında doldurucu oranının arttırılması ve/veya ko-monomer oranının azaltılması rol oynamaktadır. Akışkan kompozitlerin elde edilmesinde ise tepilebilir kompozitlerin aksine, doldurucu oranı azaltılmakta ve/veya ko-monomer oranı arttırılmaktadır. Tepilebilir

kompozitler genelde hacimce % 80 veya daha fazla doldurucu içermektedir. Manipülasyon kolaylığı ve basınç uygulanabilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (150).

Akışkan kompozitler, geleneksel hibrit kompozitlerle aynı doldurucu partikül boyutlarına sahiptir. Fakat oransal olarak doldurucu hacmi az ve rezin içeriği fazladır. Bu nedenle düşük vizkozitelidir (156). Diş hekimliğinin diğer alanlarında yüzey örtücü, fissür örtücü ve kavite tabanında stres kırıcı olarak kullanılmaktadır (157, 158). 21. yy.ın başlarında ortodontik ataşmanların yapıştırılması amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Günümüz ortodonti pratiğinde ise ortodontik ataşmanların direkt veya indirekt olarak yapıştırılmasında ve sabit pekiştirme aygıtlarının tatbikinde kullanılmaktadır (57, 159). Akışkan kompozitler, enjekte edilebilir olmasının getirdiği kullanım kolaylığı, düşük vizkoziteli yapısından dolayı ataşman tabanındaki retantif alanlara penetre olabilmesi ve doğrudan yapıştırma sırasında ataşmanın yüzeyden kaymasını engelleyebilmesi gibi avantajlara sahiptir (156). Ayrıca geleneksel kompozitlerle kıyaslanabilir bağlanma direnci göstermektedir. Akışkan kompozitlerle konvansiyonel ortodontik yapıştırıcıların kıyaslandığı çalışmaların sonucunda bağlanma direnci ve 6 aylık ataşman düşme oranları arasında istatistiksel olarak fark bulunmadığı bildirilmiştir (156, 160, 161).

3.4.1.3.Polimerizasyon mekanizmasına göre

Polimerler, monomerlerin kimyasal bağlarla birbirlerine bağlanması sonucunda oluşmaktadır. Polimerlerin zincir haline gelmesine ise polimerizasyon denmektedir. Kimyasal veya fiziksel etkenlerle kompozit içeriğinde bulanan polimerizasyon başlatıcının zayıf bağlarının parçalanması sonucunda serbest radikaller oluşmaktadır. Serbest radikaller, polimer zincirin son halkasındaki monomeri aktive ederek bir başka monomerle bağlanabilir hale getirmektedir. Aktif monomere diğer monomerlerin bağlanmasıyla zincir reaksiyon gerçekleşmektedir ve ortamdaki serbest radikaller tükenene kadar reaksiyon devam etmektedir. Kompozit rezinler, polimerizasyon başlatıcının aktivasyon yöntemine göre; kimyasal yolla polimerize olan, ışıkla polimerize veya her ikisinin kombinasyonu ile polimerize olan kompozitler şeklinde sınıflandırılmaktadır (162).

3.4.1.3.1.Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler

Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler pat-pat, pat-likit veya toz-likit şeklinde kullanıma sunulmuştur. İki komponentin birleşmesi polimerizasyon sürecini başlatmaktadır. Komponentlerden biri benzoil peroksit polimerizasyon başlatıcı içerirken, diğeri aktivator olarak işlev gören aromatik amin türevleri içerir. İki komponent bir araya geldiğinde benzoil peroksit aktivatörle reaksiyona girerek serbest radikal oluşur ve böylece kompozit rezinin polimerizasyonu kimyasal olarak başlar (163).

Ortodontide, karıştırma işlemine gerek duymayan, pat-pat veya pat-likit şeklindeki kimyasal yolla polimerize olan kompozitler, karıştırma gerektiren diğer kompozit sistemlere göre daha sık tercih edilmektedir. Karıştırma gerektirmeyen sistemler kullanım kolaylığı, yeterli çalışma süresi sağlaması, ataşman çevresinden taşan yapıştırıcının kolay uzaklaştırılabilmesi ve yeterli bağlanma direnci gibi avantajlara sahiptir. Pat-likit şeklindeki sistemde likit ataşman tabanına ve asitlenmiş diş yüzeyine uygulanırken, iki patlı sistemlerde ise patın biri ataşman tabanına uygulanırken diğeri asitlenmiş diş yüzeyine uygulanmaktadır. Ataşmanın yüzeye tatbiki sonrası polimerizasyon başlar ve 30-60 sn içinde tamamlanır. Polimerizasyon sürecinde ataşmanın konumunun değiştirilmemesi bağlantı değeri açısından önem arz etmektedir (60, 164). Kimyasal yolla polimerize olan kompozit esaslı yapıştırıcıların ataşman etrafından taşan kısımlarının temizlenmesi sitotoksik etkisinin azaltılması açısından önerilmektedir (165). Taşan kısımların temizlenmesi, artık monomerden kaynaklanan zamanla oluşabilecek kahverengi renkleşmeyi de (amin renkleşmesi) azaltacaktır. Ayrıca taşan kısımların alerjik reaksiyonlara sebep olduğuyla ilgili bazı raporlar bildirilmiştir (60).

Mandall ve arkadaşlarının yayınladığı sistematik derlemeye göre, kimyasal yolla polimerize olan kompozit esaslı yapıştırıcılar ile ışıkla polimerize olan kompozit yapıştırıcılar arasında ortodontik ataşmanların düşme oranı açısından istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (166). Son yıllarda yapılan başka bir sistematik derlemede de iki yapıştırıcı tipi arasında braket düşme oranı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (141).

3.4.1.3.2.Işıkla polimerize olan kompozitler

Işıkla polimerize olan yapıştırıcılarda, polimerizasyonun başlaması için ilk olarak ultraviyole ışık üreten sistemlerin kullanılmasına karşın, ultraviyole ışığın zararlı olması ve düşük penetrasyon derinliği gibi dezavantajları nedeniyle, günümüzde kuartz-tungsten halojen, LED (light emitting diode) ve plazma ark gibi görünür ışık sağlayan kaynaklar kullanılmaktadır. Ayrıca diyot ve argon lazerler de polimerizasyon amacıyla kullanılabilen diğer kaynaklardandır (167, 168). Bu yapıştırıcıların içeriğinde kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerden farklı olarak belirli dalga boylarında aktive olan tersiyer amin ve aromatik keton birleşikleri bulunmaktadır. Polimerizasyonun başlaması için başlatıcının hassas olduğu dalga boyu aralığında ışık üreten kaynağın kullanılması önerilmektedir. Genellikle polimerizasyon başlatıcı olarak 450-500 nm (nanometre) dalga boyundaki ışığa hassas kamferokinon kullanılmaktadır. Kamferokinon ışığa maruz kaldığında serbest radikaller oluşumuyla sonlanan tepkime gerçekleşir ve kompozit rezinin polimerizasyonu başlar (163). Polimerizasyonun devam etmesi ve derinliği kompozit bileşenlerine, ışık kaynağının ürettiği enerjiye ve ışık uygulama süresine bağlıdır (169, 170). Kullanım kolaylığı, çalışma süresinin hekimin kontrolünde olması ve yüksek polimerizasyon derinliği gibi avantajları sayesinde, ışıkla polimerize olan sistemler ortodontik yapıştırma işlemlerinde daha sık tercih edilmektedir (171). Ayrıca polimerizasyonun hızlı tamamlanması ve istenilen bağlanma kuvvetine hızlı ulaşması, ortodontik ataşman yapıştırıldıktan hemen sonra ark telinin yerleştirilebilmesine imkan sağlamaktadır (172).

Işıkla polimerize olan kompozitlerin, kopan ataşmanın tekrar yapıştırılması ve gömülü dişlerin cerrahi operasyonu esnasında ataşman yapıştırılırken kan kontaminasyonu riski olması gibi durumlarda, çabuk sertleşme özelliği avantaj oluşturmaktadır. Aynı zamanda sertleşme süresinin hekimin kontrolünde olması nedeniyle braket konumlandırmanın nispeten zor olduğu ve ekstra zaman gerektiren premolar dişlerde yeterli uzunlukta çalışma süresi sağlayabilmektedir (60). Tek pat halinde olması ve karıştırmadan uygulanması kullanım kolaylığı yanında karıştırma işlemi sırasında oluşabilecek, bağlanma dayanımını olumsuz etkileyen hava kabarcığı riskini de azaltmaktadır. Braket etrafından taşan fazla yapıştırıcının kolay temizlenebilmesi ve bazı ışıkla polimerize olan kompozitlerin flor içermesi minede

oluşabilecek dekalsifikasyonu önlemeye yardımcı olmaktadır. Ayrıca renk stabilitesi ve yüzey pörözitesi kimyasal yolla polimerize olan kompozitlere göre daha iyidir (60, 162, 173).

3.4.1.3.3.Hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olan (dual cure) kompozitler

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit yapıştırıcılar düşük çözünürlük, yüksek mekanik özellikler ve üstün yapıştırma performansları nedeniyle diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedir. Baz ve katalizör olarak iki pat halinde bulunan bu yapıştırıcıların baz kısmında kamferokinon ve aromatik amin, katalizör kısmında ise benzoil peroksit ve organik peroksitler bulunmaktadır. Karıştırıldıktan sonra polimerizasyon ışıkla başlayıp, ışığın ulaşamadığı bölgelerde 8 ile 24 saat içinde kimyasal olarak tamamlanmaktadır. Bu sistemlerin kimyasal polimerizasyonu yavaş seyretmesine karşın ilave fotokimyasal aktivasyon ile polimerizasyon niteliği arttırılmıştır. Işık penetrasyonunun düşük olmasından şüphelenilen durumlarda avantajlı olacağı düşünülmektedir. Işık penetrasyonunun düşük olmasına bağlı polimerizasyonu tamamlanmamış yapıştırıcı alanları, su emilimi sonucu uzun dönemde zayıf bağlantı değerlerine sebep olarak gösterilmektedir. Bu nedenle polimerizasyon süresinin nispeten hekim kontrolünde olduğu ve ışık geçirmeyen metal ortodontik ataşmanın altında bulunan alanın polimerizasyonunu iyileştirmek amacıyla hem kimyasal hem de ışık yoluyla polimerize olan kompozit yapıştırıcılar kullanıma sunulmuştur (3, 58, 172). Yapılan çalışmalar sonucunda hem kimyasal hem de ışık yoluyla aktive olan kompozit yapıştırıcıların ortodontik olarak kabul edilir bağlanma direnci değerleri gösterdiği bildirilmiştir (36, 60, 172).

3.4.2.Cam iyonomer simanlar

Polikarboksilat simanlar ailesinden olan cam iyonomer simanlar, 1970'lerde Wilson ve Kent tarafından geliştirilip, 1980'li yıllarda ortodonti pratiğinde kullanılmaya başlanmıştır. Piyasada toz-likit olmak üzere iki ayrı şişede veya kapsül formda bulunmaktadır. Toz kısmı kalsiyumfloroalüminosilikat cam partikülleri içerirken, likit kısmı poliakrilik asit, tartarik asit, maleik asit, itakonik asit ve su içermektedir. Bazı simanlarda asitler kuru, çözünebilir halde toz kısmında bulunmaktadır ve likit kısmı sadece distile sudan oluşmaktadır (174). Toz ile likit

karıştırıldığında, asit-baz reaksiyonu meydana gelir ve katı cam partikülleri asidi nötralize ederek sertleşme gerçekleşir. Sertleşme mekanizması toz ile likidin karışması, asidin cam partiküller üzerine yayılması, matrisin oluşması ve sertleşmesi fazlarını içermektedir (175, 176). Yapısında bulunan yüksek orandaki flor, flux olarak reaksiyonun hazırlanmasında önemli rol oynamaktadır. Simanda bulunan poliakrilik asidin karboksil grupları diş dokularındaki kalsiyum ile şelasyon oluşturur ve fizikokimyasal tutunma bu sayede gerçekleşir (176).

Cam iyonomer simanlar, flor salınımı ve depolamasıyla çürük önleyici, biyouyumluluk, diş dokularına ve bazı metallere yapışabilme özelliği sayesinde restorasyon yapıştırıcı, fissür örtücü, kavite kaide materyali, restorasyon materyali ve ortodontik yapıştırıcı olarak diş hekimliğinde geniş kullanım alanlarına sahiptir (176). Yapıştırma işleminden önce diş yüzeyinin düzenlenmesi ve temizlenmesi amacıyla düşük organik asit ile dağlanmanın bağlantı değerlerini arttırabilceği bildirilmiştir (177). Bu amaçla genelde poliakrilik asit kullanılmaktadır (176).

Ortodonti pratiğinde cam iyonomerlerin ilk kullanımı, ortodontik bantların simantasyonu amacıyla olup halen rutinde bu amaçla kulanılmaya devam edilmektedir. Uzun yıllar kullanımında, çürük önlemeye yardımcı olması, ağız sıvılarına karşı dayanıklılığı, diş dokusuna kimyasal bağlanması ve paslanmaz çelik ile iyonik bağ oluşturması gibi avantajları rol oynamaktadır (178, 179). Simandan salınan florun üç mekanizmayla çürük oluşumunu azaltabilceği bildirilmektedir. Bunlar; bakteri enzimlerini inhibe ederek bakteriyel aktiviteyi baskılamak, kalsiyum florid ve florid apatit oluşumunu sağlayarak demineralizasyona karşı direnci arttırmak ve remineralizasyonu hızlandırmak olarak sıralanabilir (180, 181).

Cam iyonomer simanlar, konvansiyonel kompozit yapıştırıcılara alternatif olarak braketlerin yapıştırılmasında da kullanılmaktadır (177). Asit uygulanmasına ihtiyaç olmaması, mineye kimyasal olarak bağlanması, ataşman sökümünün daha kolay olması ve flor salarak mine demineralizasyonunu önlemesi minede oluşabilecek hasarı azaltmaktadır (182-184). Tüm bu avantajlarının yanı sıra, bağlanma dayanımlarının kompozit rezin esaslı yapıştırıcılardan düşük olması, uzun sertleşme süresi, maksimum kuvvete 24 saatte ulaşması ve sertleşme esnasında neme hassas

oluşu gibi dezavantajları da bulunmaktadır (141, 185). Bu dezavantajları nedeniyle yapıştırıcı olarak rezinlerle modifiye edilmiş hibrit tipleri geliştirilmiştir.

3.4.3.Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

1980'li yıllarıda kullanılmaya başlanan rezin modifiye cam iyonomerler, kompozit rezinlerle konvansiyonel cam iyonomerlerin avantajlarını birleştirmek amacıyla üretilmiş hibrit simanlardır (186). % 80' i cam iyonomer simandan oluşurken , % 20'si rezin esaslı materyalden oluşmaktadır (187). Toz kısmı konvansiyonel cam iyonomer simanlar gibi floroalüminosilikat cam partikülleri içermektedir. Likit kısmında ise poliakrilik asit, tartarik asit ve su dışında, rezinlerde olduğu gibi metakrilat grupları ve HEMA bulunmaktadır (188). Materyalin % 80'i cam iyonomer siman olduğundan temel polimerizasyon asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşmektedir. Asit-baz reaksiyonuna ek, düşük miktarda bulunan monomerlerden dolayı ikincil polimerizasyon ise ışık enerjisiyle olmaktadır. HEMA'ya özel indikatör içerdiği durumlarda, üçüncül olarak kimyasal polimerizasyon da görülmektedir (176). Polimerizasyonun başlangıcı HEMA'nın polimerizasyonu ile olmaktadır. Başlangıç sertleşmesi konvansiyonel cam iyonomerlerden 12 kat hızlı seyretmektedir (189).

Konvansiyonel cam iyonomer simanlar, nem hassasiyeti ve zayıf fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla rezinlerle modifiye edilirken, kimyasal olarak bağlanma, flor salınımı ve depolanması gibi konvansiyonel cam iyonomer simanlara özgü özellikler de korunmuştur. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar % 23 oranında flor içermektedir. Flor salınımı ve depolama kapasitesi konvansiyonel cam iyonomerlerden daha gelişmiştir (180). Mekanik ve fiziksel özellikleri konvansiyonel cam iyonomerlerden daha iyi olmakla beraber, kompozit rezinlere göre zayıf kalmaktadır. Diş dokularına kimyasal bağlantı yanında mekanik olarak da tutunmaktadır (188). HEMA içeriği nedeniyle polimerizasyon sonrası artık monomer salınımı olasılığı bulunmaktadır. HEMA salınımı enflamasyon, alerjik reaksiyonlar ve kontak dermatite sebep olabilmektedir. Bu nedenle konvansiyonel cam iyonomer simanlar kadar biyouyumlu değildir (176, 190).

Nem toleransının artması, diş dokularına ve paslanmaz çeliğe bağlanma direnci değerlerinin yükselmesi, alternatif ortodontik yapıştırıcı olarak değerlendirilmesini

sağlamıştır (191). Yapılan çalışmalarda nem kontaminasyonunun bağlanma değerlerini yükselttiği rapor edilmiştir (192). Ayrıca yüzey temizliği ve kimyasal bağlantının arttırılması amacıyla yapıştırma işlemi öncesi diş yüzeyine % 10 ile % 40 konsantrasyon aralığında poliakrilik asit uygulaması önerilmektedir (193). Laboratuvar çalışmalarında konvansiyonel cam iyonomer simanlardan bağlanma direnci ve ağızda kalma süresi olarak üstün gözükse de (191, 194), yapılan bazı çalışmalarda sonuçlar klinik olarak anlamlı bulunmamıştır (195).

Benson ve arkadaşlarının kompozit rezinler ile rezin modifiye cam iyonomer simanları karşılaştırdıkları çok merkezli klinik çalışmalarında, braket çevresinde yeni dekalsifiye alanların oluşumu ve braketlerin düşme oranı incelenmiştir. Çalışma sonucunda iki parametrede de yapıştırıcılar arasında istatistiksel bir fark gözlenmemiştir. Hekim faktörünün braket düşme oranını, yapıştırıcı çeşidinden daha çok etkilediği, düşük sitotoksisite, nem hassasiyetinin daha az olması ve söküm sonrası yapıştırıcı artıklarının daha kolay temizlenebilmesi gibi özelliklerinden dolayı rezin modifiye cam iyonomer simanların kullanımının daha avantajlı olabileceği sonucuna varılmıştır (196).

3.4.4.Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)

Poliasit modifiye kompozit rezinler, 1990'lı yılların başlarında, kompozit rezinler ile cam iyonomer simanların üstün özelliklerinden yaralanmak amacıyla üretilmiş hibrit yapıştırıcılardır (197). Kompomer olarak da adlandırılan bu yapıştırıcılar % 70-80 oranında kompozit, % 20-30 oranında cam iyonomer siman içermektedir. İçeriğindeki kompozit oranının fazlalığından anlaşılacağı gibi görsel ve fiziksel olarak kompozit rezinlere daha yakın özellikler göstermektedirler. Kompomerlerin yapısında iki karboksil grubu ihtiva eden dimetakrilat monomerler, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve renk vericiler bulunmaktadır. Doldurucu olarak da yapıya stronsiyum, alüminyum ve florosilikat cam partiküller eklenmiştir. Yapıdaki flor oranı konvansiyonel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha azdır (% 13) ve düşük flor salınımı yapmaktadır (167, 176).

Kompomerlerin polimerizasyonu kompozitlere benzer şekilde ışık ile olmaktadır. Işık uygulandıktan sonra monomerler çapraz bağlar yaparak başlangıç sertleşme reaksiyonunu gerçekleştirirler. Yeterli miktarda cam partikül

içermediklerinden ilk etapta konvansiyonel cam iyonomer simanlar gibi asit-baz reaksiyonu göstermezler. Fakat zamanla ağız ortamından emdiği su, H^+ iyonu salınımı yapmasına sebep olur. Salınan H^+ iyonu cam partikülleri ile tepkimeye girerek gecikmiş asit-baz reaksiyonunu başlatır. Reaksiyon sonucunda düşük miktarda flor salınımı olmaktadır ancak flor depolama özelliği yoktur (197).

Kompomerler antikaryojenik ve dişe bağlanma özellikleriyle cam iyonomer simanlarla, estetik özellikleri ve ışıkla polimerize olmaları yönüyle de kompozit rezinlerle benzerlik göstermektedir. Fakat cam iyonomer simanlardan ziyade daha çok kompozit rezinler gibi davranırlar. Düşük flor salınımı yapan kompozit rezinler gibi düşünülebilirler (197). Mekanik özellikleri konvansiyonel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan üstün iken kompozit rezinlerden daha düşüktür (197, 198). Kullanım kolaylığı, sertleşme süresinin hekim kontrolünde olması gibi avantajları bulunmaktadır (ortodontik simanlar). Teorik olarak diş dokularına bağlantısı içeriğindeki cam iyonomer siman ve kompozitten dolayı kimyasal ve mikromekanik tutunma şeklindedir. Fakat içeriğinde su olmaması nedenyile geleneksel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar gibi kimyasal tutunma göstermezler (198). Diş yüzeyine asıl tutunmaları, kompozit yapıştırıcılarda olduğu gibi, mikromekanik kilitlenmeyle sağlanmaktadır (199). Yapıştırma işlemi öncesi mine yüzeyini dağlamanın, bağlanma değerlerini arttırdığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır. Dağlama amacıyla OFA ile poliakrilik asidin karşılaştırıldığı çalışma sonucunda ise OFA kullanılan grupta bağlanma direncinin daha yüksek olduğu gözlenmiştir (200).

Millett ve arkadaşları, kompomerler ile kompozit rezinleri ortodontik yapıştırıcı olarak kullandıkları klinik çalışmalarında, yapıştırıcı tipinin braket düşme oranı ve çürük potansiyeli üzerine etkisini incelemişler. Sonuç olarak kompomerler ile yapıştırılan braketlerin % 17'sinin, kompozit rezin ile yapıştırılan braketlerin % 20'sinin düştüğünü ve iki yapıştırıcı arasında braket düşme oranı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını belirtmişler. Ayrıca kompomer kullanılan grupta çürük potansiyelinin kompozit rezin kullanılan gruba göre daha az olduğunu rapor etmişlerdir (201).

3.4.5.Siyanoakrilat yapıştırıcılar

Endüstriyel alanlarda japon yapıştırıcısı adıyla kullanılmaya başlanılan siyanoakrilatlar, yaklaşık kırk yılı aşkın süredir çeşitli cerrahi medikal işlemlerde dokuları yapıştırma amacıyla kullanılmaktadır (202). 1970'li yıllarda simanlara alternatif olabileceği düşünülerek dental alanda da kullanımı gündeme gelmiştir (203). 1989 yılında ise Howells ve Jones, neme ihtiyaç duyması ve hızlı sertleşme özelliği ile ağız gibi nemli bir ortamda, hidrofobik yapıştırıcılara alternatif olabileceği düşüncesiyle ortodontik ataşmanların yapıştırılmasında kullanmışlardır (204).

Endüstriyel alanda kullanılan siyanoakrilatlar, etilsiyanoakrilat ve metilsiyanoakrilat gibi kısa zincirli olup biyouyumlu değillerdir. Çünkü kısa siyanoakrilat zincirleri hızlı bir şekilde yıkılarak toksik ürün oluşumuna neden olmaktadır. Bu sebeple medikal alanda uzun zincirli siyanoakrilatlar kullanılmaktadır. Yıkımları uzun zaman aldığından doku iritasyonu yaratacak toksik ürün oluşumu da daha az olmaktadır (205). Siyanoakrilatların polimerizasyonu, içeriğinde bulunan izosiyanat ile suyun tepkimeye girmesiyle başlamaktadır, tepkime sonucunda oluşan karbamik asit, karbondioksit ve amine dönüşmektedir. Meydana gelen amin ise izosiyanatlarla reaksiyona girip yapıştırıcının sertleşmesini sağlamaktadır (206). Rezin esaslı yapıştırıcılar gibi neme hassas olmaktan ziyade neme gereksinim duyan bir yapıştırıcı türüdür. Polimerizasyonun saniyeler içerisinde tamamlanması dental alanda kullanımını, hasta başında geçirilen süre açısından avantajlı kılmaktadır. (206, 207).

Siyanoakrilat esaslı dental yapıştırıcıların kullanıldığı çalışmalarda bağlanma direnci ile ilgili farklı sonuçlar rapor edilmiştir. Siyanoakrilat esaslı yapıştırıcıların rezin içerikli ortodontik yapıştırıcılarla karşılaştırıldığı çalışmaların bir kısmında, siyanoakrilat esaslı yapıştırıcılar benzer veya daha yüksek bağlanma direnci değerleri gösterirken (84, 207), bazı çalışmalarda daha düşük veya ortodontik olarak yetersiz bağlanma direnci değerleri bildirilmiştir (208, 209).

3.5.Ortodontik Braketlerin Dental Restorasyonlara Yapıştırılması

Ortodontik tedavi gören yetişkin sayısının artışıyla, ortodontik ataşmanların mine yüzeyi dışında, farklı restoratif yüzeylere de bağlantısı gündeme gelmiştir (210). Yapıştırıcıların restoratif yüzeylere bağlantısı mine yüzeyine olan bağlantıdan daha karmaşıktır. Bu nedenle kabul edilebilir ortodontik bağlantı elde etmek için amalgam, kompozit ve seramik gibi farklı restoratif yüzeyler için modifiye edilmiş teknikler ve yapıştırıcılar kullanılmaktadır (12).

3.5.1.Ortodontik braketlerin amalgam yüzeylere yapıştırılması

Amalgam restorasyonlar yaklaşık 250 yıllık geçmişi ile diş hekimliği alanının en eski dolgu materyallerindendir (211). Amalgam civa içeren bir alaşımdır ve civa toksisitesi nedeniyle kullanımı tartışmlara yol açmaktadır (212). Civa toksisitesi ve estetik olmayan görüntüsü nedeniyle kullanımı giderek azalmasına rağmen kliniklerde hala uygulanmaktadır ve yetişkinlerin bir çoğunda en az bir adet olmak üzere bulunmaktadır. Daha çok molar diş restorasyonlarında kullanılan amalgam, molar dişlerin bukkal pitlerinde küçük boyutlarda olabildiği gibi dişin tüm bukkal yüzeyini kaplayan restorasyon şeklinde de olabilmektedir. Böyle durumlarda braketlerin amalgam yüzeyine yapıştırılmasıyla ilgili zorluklarla karşılaşılabilir. Bu durumun üstesinden gelmek için küçük boyutlu olan amalgam restorasyonların, kompozit restorasyonlarla değiştirilmesi kolay ve tercih edilen bir yöntemdir. Fakat klinik olarak kabul edilebilir durumda ve büyük boyutlu olan amalgam restorasyonların kompozit restorasyonlarla değiştirilmesi, amalgam sökümü esnansında yüksek oranda civa buharı çıkışı ve dişte madde kaybına sebep olması nedeniyle önerilmemektedir (213, 214).

Büyük amalgam restorasyonlara sahip dişlerde ortodontik ataşman olarak bantlar tercih edilebilir ancak bantaların plak birikimini arttırması, periodontal dokulara hasar vermesi ve tedavi sonunuda dişler arasında diastema oluşturması gibi dezavantajları bulunmaktadır (57). Bu nedenle ortodontik ataşmanın amalgam restorasyon yüzeyine doğrudan yapıştırılması için farklı teknikler veya ajanlar uygulanabilmektedir.

Ataşmanların diş yüzeyine yapıştırılmasında kullanılan konvansiyonel yöntem (asitleme sonrası rezinin mikropürüzlü yapıya infiltrasyonu), amalgam yüzeyinde 3 -

5 MPa aralığında direnç sağlayarak bağlantıda yetersiz kalmaktadır (213, 215). Bağlantıyı kuvvetlendirmek için yüzeyin pürüzlendirilmesinde farklı teknikler, daha kuvvetli bağlanan ara rezinler ve/veya kimyasal olarak metale bağlanabilen rezinler kullanılabilir.

Amalgam yüzeyin ıslanabilirliğinin arttırılması ve mikromekanik tutuculuk sağlanabilmesi için kumlama ile, lazer ile veya elmas frez ile pürüzlendirme işlemleri yapılmaktadır (216).

Elmas frez ile pürüzlendirme yöntemi en kolay yöntem olmasına karşın yeterince tutuculuk sağlamadığı yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur (217). Amalgam yüzeyin kumlama ile pürüzlendirilmesinin ise tutuculuğu arttırdığı gözlenmiştir (216). Kumlama ve elmas frez ile pürüzlendirme yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmaların sonucunda kumlamanın amalgam yüzeye olan bağlantıyı belirgin derecede arttırdığı bildirilmiştir (216, 218). Er,Cr:YSGG (Erbium, cromium: yttrium-scandium-gallium-garnet) ve Er:YAG (Erbium: yttrium-aluminium-garnet) lazerler de amalgam yüzeylerin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılan yöntemlerdendir. Oskoee ve arkadaşlarının, kumlama ve lazerin amalgam yüzeye olan bağlantıya etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, lazerin istatistiksel olarak bağlantıyı arttırıdığını rapor etmişlerdir (219).

Metal alaşımlara bağlanmak için primerlerin içeriğine metallerle kimyasal bağlar yapan 4-metakriloksietil trimellitat anhidrid (4-META) ve 10-MDP gibi monomerler ilave edilmektedir. Amalgam tamirinde de kullanılan bu monomerler diş sert dokularına ve dental alaşımlara bağlanabilme özelliğine sahip olup piyasada metal primeri olarak bilinmektedirler. Metallerin oksitlenmiş yüzeylerine kimyasal bağlarla bağlanarak ara reçine olarak görev yapmaktadırlar.

Braketlerin farklı primerler kullanılarak amalgam yüzeyine yapıştırıldığı bir çalışmanın sonucunda, kumlama ile birlikte 10-MDP içeren primerin kullanımının bağlanma dayanımını arttırdığı görülmüştür (213). Bir başka çalışmada ise kumlama ile birlikte 4-META içerikli primerlerin kullanımı daha başarılı bulunmuştur (220). Sonuç olarak amalgam restorasyon yüzeyine ortodontik ataşmanların bağlanması için; alüminyum oksit (50 µ) tozunun 3 sn uygulanması sonrasında metal primeri ile yüzeyin ıslatılması ve kompozit reçine kullanılarak ataşmanın yapıştırılması

önerilmektedir. Ayrıca ataşmanın yapışacağı yüzeyde mine de bulunuyorsa, mine yüzeyinin konvansiyonel olarak hazırlanması tavsiye edilmektedir (60).

3.5.2.Ortodontik braketlerin kompozit yüzeylere yapıştırılması

Kompozit materyali posterior dişlerin restorasyonlarında kullanılmasının yanında, diş rengine yakın optik özellikleri nedeniyle ön grup dişlerin restorasyonlarında da sıklıkla tercih edilmektedir. Restorasyon ortodontik ataşmanın yapıştırılacağı yüzeyde bulunduğunda, ortodontik yapıştırıcı ile olan bağlantısı diş yüzeyine olan bağlantısından bir takım farklılıklar gösterebilmektedir. Çünkü kontamine ve cilalı olan eski kompozitin yüzeyinde, üzerine eklenecek yeni kompozit ile kimyasal bağ yapacak reaktif tabaka bulunmamaktadır, bu da bağlanma kuvvetinin düşmesine sebep olmaktadır (221-223). Bu nedenle eski kompozit restorasyon yüzeyine rezin yapıştırıcıların bağlantısını güçlendirmek amacıyla çeşitli ajanlar ve teknikler uygulanmaktadır. Restoratif tedavide ve ortodontik tedavide kullanılan kompozit materyaller benzer içeriklere sahip olduklarından, restoratif tedavide eski kompozit restorasyonların tamiri için kullanılan yöntemler, ortodontik ataşmanın kompozit yüzeyine yapıştırılması için de uygulanabilmektedir (221, 224).

Literatürde eski kompozit yüzeylere ortodontik ataşmanların yapıştırılması aşamasında mekanik yüzey preperasyonları ve çeşitli kimyasal işlemler uygulanmaktadır. Herhangi bir işlem yapılmamış kompozit yüzeye ortodontik ataşmanın bağlantı kuvveti yetersiz bulunurken, alüminyum oksit kumu veya elmas frez kullanılarak yapılan mekanik pürüzlendirmenin bağlanma dayanımını ortodontik olarak kabul edilebilir değerlere yükselttiği gözlenmektedir (222, 225, 226).

Mekanik yüzey preperasyonlarının yanında OFA , hidroflorik asit (HF) ve asidüle fosfat florür (APF) ile dağlama, silanizasyon ve çeşitli yapıştırıcı ajanların uygulanması gibi kimyasal işlemler de önerilmektedir. Konvansiyonel yöntemde mine yüzeyinin dağlanması amacıyla kullanılan OFA'nın eski kompozit yüzeyinde mikromekanik bağlantı sağlama konusunda tek başına yeterli olmadığı vurgulanmaktadır (222, 226, 227). Çalışmalarda HF ile dağlama, OFA'nın aksine, kompozit yüzeylerde klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değerleri vermektedir. Fakat dişeti bariyeri için fazladan işlem gerektirmesi ve yumuşak dokulara temas ettiğinde zarar vermesi gibi dezavantajlara sahiptir (225, 226).

Ortodontik ataşmanların kompozit restorasyonlara yapıştırılmasında bağlantıyı güçlendirici bonding ajanları ve silanların uygulanmasıyla ilgili literatürde birçok çalışma bulunmaktadır. Silan, yüzeyin ıslanabilirliğini arttıran ve yapısındaki reaktif organik radikalleri ile restorasyon yüzeylerine, hidrolize edilebilir ester gruplarıyla ise kompozit yapıştırıcılara kimyasal olarak bağlanabilen bifonksiyonel ajandır (228). Silan uygulandığında bağlanma kuvvetinin arttığını gösteren çalışmalar (221, 229) olmasına karşın, Valente ve arkadaşlarının bu konuda yaptıkları meta analizin sonucunda eski kompozit yüzeylere bonding ajanın tek başına uygulanması ve silan ile birlikte uygulanmasının bağlantı açısından istatistiksel olarak fark yaratmadığı bildirilmiştir. Bu durumu eski kompozit yüzeyinde silanın bağlanması için gerekli silika partiküllerinin azalmasına bağlamışlardır (227). Eski kompozit yüzeyi ile yapıştırıcı arasında düşük vizkoziteli ara tabakanın oluşturulmasının kimyasal bağlantıyı arttıracağı düşüncesiyle, yapıştırıcıdan daha az vizköz olan bonding ajanlarının uygulanması önerilmiştir. Yapılan çalışmalarda ara rezin kullanımının bağlantıyı arttırdığı görülmüştür (223, 230). Ayrıca bu düşük vizkoziteli bonding ajanlarının, zamanla yaşlanan kompozit yüzeyinde artan pürüzlülüğe dolarak mekanik bağlantıya da katkıda bulunduğu bildirilmektedir (227).

Diş hekimliğinin birçok alanında farklı amaçlarla kullanılan lazerler, sert dokuların pürüzlendirilmesi amacıyla restoratif ve ortodontik tedavilerde de kullanılmaktadır. Ortodontik ataşmanların kompozit yüzeylere bağlanma dayanımlarının incelendiği çalışmalarda kompozit yüzeyin pürüzlendirilmesi amacıyla Nd:YAG (Neodymium: yttrium-aliminum-garnet), CO_2 (Karbon dioksit), Er:YAG ve Er,Cr:YSGG gibi lazerlerin kullanılabileceği sonucuna varılmaktadır (231, 232).

Kompozit-kompozit arası bağlanma sağlayabilmek için kullanılan literatürdeki diğer bir yöntem ise tribokimyasal silika kaplamadır. Bu sistemde alümina partikülleri silika ile modifiye edilmiştir. Basınçla uygulanan modifiye kum, yüzeyi pürüzlendirirken bir yandan da yüzeyde silika tabakası oluşturmaktadır. Böylece mekanik ve kimyasal bağlantı için ortam sağlamaktadır (233). Tribokimyasal silika kaplama ile kompozit-kompozit arası bağlantının arttırılabildiğini veya yeterli bağlanmanın elde edilebildiğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır (234, 235).

Sonuç olarak mekanik pürüzlendirme sonrası düşük vizkoziteli ara rezinin kullanımı çalışmaların bir çoğunda kompozit-kompozit bağlantısında başarılı değerler vermektedir. Klinik kullanım kolaylığı ve ulaşılabilirliği açısından mekanik pürüzlendirmenin elmas frez ile yapılması, pürüzlendirilen bölgenin ara rezin ile ıslatılıp ortodontik ataşmanın yapıştırıcı ile yapıştırılması basit ve etkili yöntem olarak değerlendirilmektedir (221, 222, 224, 226, 227).

3.5.3.Ortodontik braketlerin seramik yüzeylere yapıştırılması

Yetişkin bireylerin dişlerinin estetik rehabilitasyonu veya ciddi madde kayıplarının onarılması amacıyla sıklıkla seramik restorasyonlar tercih edilmektedir (236). Ortodontik tedavi gören yetişkin sayısının artışı seramik restorasyonlara ortodontik ataşman yapıştırma ihtiyacını doğurmaktadır. Öte yandan seramiğin inert yapısı ortodontik yapıştırıcının yüzeye tutunmasında birtakım zorluklar yaratmaktadır (237). Literatürde ataşmanların bağlantı kuvvetlerinin yetersiz kaldığını gösteren birçok çalışma ve bu bağlantı kuvvetinin iyileştirilmesi için geliştirilen birçok teknik ve ajan bulunmaktadır. Seramik yüzeyin ortodontik yapışmaya uygun hale gelmesi için çeşitli kimyasal ve mekanik yüzey işlemleri uygulanmaktadır (10, 238, 239).

Ortodontik yapıştırıcının seramik restorasyon yüzeyine mekanik olarak tutunabilmesi, cilalı yüzeyin uzaklaştırılıp pürüzlü bir yüzey elde edilmesiyle sağlanabilmektedir. Cilalı yüzeyin mekanik yöntemlerle uzaklaştırılması ve yüzeyin pürüzlendirmesi amacıyla elmas frezler, kumlama ve diskler uygulanmaktadır (240, 241).

Elmas frez ile pürüzlendirme işlemi seramik yüzeyin enerjisini, pürüzlülük değerini ve yüzey topografyasını değiştirmektedir (242). Elmas partiküllerinin büyüklüğü, uygulama basıncı, süresi ve hızı yüzey pürüzlülüğünü etkileyen faktörlerdendir (243). Aynı zamanda elmas frezler ile pürüzlendirme, seramik materyalinde çatlak oluşumuna ve çatlakların ilerlermesine sebep olabilmektedir. Çatlak riskinin en aza indirgenmesi için ince grenli frezlerin düşük basınçta kullanımı önerilmektedir (244).

Seramik yüzeylerin mekanik olarak pürüzlendirilmesi amacıyla 25 ile 250 µ aralığındaki boyutlarda alüminyum oksit partikülleri kullanılmaktadır (245). 2-3 bar

basınçla uygulanan alüminyum oksit kumu yüzeydeki zayıf seramik parçacıkları uzaklaştırıp pürüzlü bir alan oluşturmaktadır. Böylece aktif seramik yüzeyi oluşmakta, ıslanabilirlik artmakta ve mikro mekanik bağlantı sağlanmaktadır (246, 247). Alüminyum oksit partiküllerinin büyüklüğü, uygulama basıncı, süresi, açısı ve mesafesi yüzey pürüzlülüğünü etkilemektedir (247). Yüksek basınçla, uzun süre kumlama aşırı madde kaybına ve kopmalara sebep olabilmektedir (248, 249).

Çalışmalarda seramik yüzeylerin kimyasal yöntemlerle değiştirilmesi amacıyla HF, OFA ve APF gibi asit ajanlar kullanılmaktadır (250, 251). Yüzeye uygulanan asit ajanlar, seramiğin cam matrisini seçici olarak çözmektedir ve çözünmeyen kristalin kısım yüzeyde adezivlerin mekanik olarak tutunabileceği mikropürüzlü yapıyı oluşturmaktadır (250, 252). Böylece seramik yüzeyin pürüzlülüğü ve ıslanabilirliği artarken değme açısı da düşmektedir (253, 254).

Asit ajanların cinsi, derişimi ve uygulama süreleri yapıştırıcıların seramik yüzeylere bağlanma değerlerini etkileyebilmektedir. % 37 derişimli OFA ve % 10 derişimli HF'nin seramik yüzeye 60 sn uygulanması ortodontik yapıştırıcının bağlanma değerlerini değiştirmektedir. Bağlanma değerleri karşılaştırıldığında HF ile yüzeyin pürüzlendirilmesi, ortodontik olarak yeterli bulunurken, OFA düşük değerler göstermektedir (251). % 40 derişimli OFA'nın 5 sn veya 60 sn uygulanmasının seramik yüzeyde belirgin bir morfolojik değişiklik yaratmadığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır. OFA genellikle seramik yüzeyin temizliği amacıyla kullanılmaktadır (253, 255). Yapılan bir çalışmada % 1,23 derişimli APF'nin 10 dk tatbiki, % 4 derişimli HF'nin 4 dk tatbikine yakın bağlanma direnci değerlerini vermektedir. Ayrıca APF'nin derişiminin % 4'e çıkarılmasıyla klinik kullanım için çok uzun olan asit uygulama süresinin 10 dk'dan 2 dk'ya indirilebileceği bildirilmektedir (256, 257). % 10 HF (2 dk), % 37 OFA (60 sn) ve % 1,23 APF (10 dk) ün karşılaştırıldığı çalışma sonucunda HF kullanılan grup yeterli bağlanma değerleri verirken, OFA ve APF'nin kulanıldığı gruplarda seramik yüzeye bağlantı ortodontik olarak kabul edilebilir değerlerin altında bulunmuştur (258). HF seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde en çok tercih edilen asit ajandır (259). Literatürde HF' in % 4 ve % 9,6 konsantrasyonlarda farklı sürelerde kullanıldığı görülmektedir (260). Bach ve arkadaşlarının derlemesinde bu iki konsantasyonun bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak fark yaratmadığı fakat 60 sn kullanımın 20 sn

kullanımdan daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği belirtilmektedir (261, 262). Sonuç olarak % 4 veya % 9,6 derişimli HF'nin 60 ile 120 sn uygulanmasının yeterli pürüzlendirme sağladığı bildirilmektedir (261, 263).

HF'nin, seramik içeriğindeki silikon dioksit ile reaksiyonu sonucunda silisyum florür ve su açığa çıkarmaktadır. Tepkimeyle birlikte seramiğin cam fazı çözünerek yüzeyde 3-4 µ derinliğinde mikropürüzlü yapı oluşmaktadır (253). Ayrıca tepkime sonrası seramik yüzeyin pH' sının değiştiği, yüzeydeki –OH iyonlarının arttığı ve silanlarla kimyasal bağlantı kuran silika oksitlerin meydana çıktığı bildirilmektedir. Böylece mekanik ve kimyasal olarak bağlantı sağlanabilecek bir yüzey elde edilmektedir (264).

Pürüzlendirilmiş seramik yüzeyin yapışma işlemine hazırlanması amaçlı hem seramiğe hem de kompozit yapıştırıcıya bağlanabilen, bifonksiyonel moleküller içeren, silanlar kullanılmaktadır (249, 265). R-organofonksiyonel grup, Y- birleştirici grup ve X hidrolize olabilen alkoksil grubundan oluşan silan, R-Y-SiX_3 genel formülü ile gösterilmektedir. R- organofonksiyonel grup, yapıştırıcıdaki monomerle kovalent bağlar kurarak birlikte polimerize olmaktadır. X hidrolize olabilen alkoksil grubu silanole hidrolize olarak seramik yüzeydeki silika ile kovalent bağlar oluşturmaktadır (249). Seramik - kompozit bağlantısı amacıyla en sık kullanılan silan monomeri MPS (3-metakriloksipropiltrimetoksisilan)'dir (253, 265). Başarılı bir bağlantı için silanın ince bir tabaka (10-50 nm) şeklinde uygulanması önerilmektedir. Tekrar eden uygulamalarda silan tabakası kalınlaşarak koheziv yıkımlara neden olabilmektedir (253).

Silan, rezin ve seramiğe yaptığı kimyasal bağlantı dışında, sürüldüğü yüzeyin enerjisini ve ıslanabilirliğini arttırarak, düşük vizkoziteli rezinin daha kolay infiltre olmasına, böylece mikromekanik bağlantının da artmasına katkıda bulunmaktadır (263). Seramik-rezin bağlantısının daha çok mekanik bağlantıya dayandığı ve bu nedenle silan kullanımının istatistiksel olarak fark yaratmadığını iddia eden yayınlar (266) olmasına karşın ,bağlantıyı arttırdığını gösteren çalışmalar da oldukça fazla sayıda bulunmaktadır (267, 268). Seramik yüzeye uygulanan mekanik ve kimyasal işlemlerin kompozit rezin ile bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği bir çalışmada silan uygulanan grupların bağlanma dayanımlarının daha yüksek olduğu

bildirilmiştir (267). Schwenter ve arkaşlarının rezin-seramik bağlanma mekanizmalarını inceledikleri çalışmalarında, HF uygulamasının ve silan uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığını vurgulamaktadırlar. Asit uygulaması sonrasındaki bağlantı değerlerinde meydana gelen artışın mikromekanik bağlardan, silan uygulaması sonrasındaki artışın ise silan-silikat arası kimyasal bağlardan kaynaklandığını bildirmektedirler (268).

Seramik yüzeyin kompozit rezin ile bağlantısını sağlamak amacıyla yüzeye uygulanan bir diğer teknik ise tribokimyasal silika kaplama işlemidir. Tribokimyasal silika kaplama işleminde kullanılan kum, alumina partiküllerinin silika ile modifiye edilmiş şeklidir ve basınçla uygulandığında yüzeyi pürüzlendirirken aynı zamanda yüzeyde silika tabakası oluşturmaktadır. Böylece mekanik enerji uygulamasıyla seramik yüzeyde kimyasal ve fiziksel değişiklikler elde edilmektedir. Kumlama ile oluşturulan pürüzlendirme sayesinde bir yandan mikromekanik bağlantı sağlanırken, bir yandan da silika kaplama ile silan ve kompozit rezinin kimyasal olarak bağlanabileceği yüzey elde edilmektedir (233, 246, 253). Tribokimyasal silika kaplama amacıyla kullanılan Rocatec, Cojet, Siljet ve Siljet Plus gibi farklı sistemler bulunmaktadır.

Cojet, intraoral veya ekstraoral olarak kullanılabilen tribokimyasal silika kaplama sistemlerden biridir. Sistemde 30 µ boyutlu, silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit kumu 2-3 bar basınçla yüzeye püskürtülmektedir. Bu yöntemle alümina partikülleri seramik yüzeye çarpmakta ve yaklaşık 15 µ derinliğe penetre olmaktadır. Çarpma enerjisi ile yüzeyde bölgesel sıcaklık artışı oluşmaktadır. Fakat oluşan sıcaklık mikroskobik bir alanı etkilediğinden seramik restorasyonun tamamında sıcaklık artışı gözlenmemektedir. Bu nedenle yüzeyin silika kaplanması, soğuk silikatizasyon olarak adlandırılmaktadır (233). Cojet sistemi metal, seramik ve kompozit restorasyonlarda yüzey değişikliği ve tamir amacıyla kullanımaktadır. Sistem kumlama sonrası yüzeye silan uygulanmasını önermektedir.

Farklı seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesi amacıyla 25 µ alüminyum oksit kum ve silikayla modifiye edilmiş 30 µ alüminyum oksit kumunun karşılaştırıldığı çalışma sonucunda silika ile modifiye edilmiş kumun kullanıldığı tüm gruplarda braketlerin bağlanma dayanımının arttığı gözlenmektedir (269). Ayrıca Karan ve

arkadaşlarının benzer çalışmasında yine en yüksek değerlerin silika ile modifiye edilmiş kumun kullanıldığı gruplardan elde edildiği ve tribokimyasal silika kaplama işleminin diğer tüm yüzey işlemleri yerine kullanılabileceği belirtilmektedir (238).

Son yıllarda lazerler de seramik restorasyonların yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılan yöntemlerden birtanesi olarak ön plana çıkmaktadır. Ortodontik bağlantı için gerekli mikromekanik tutuculuk, lazerlerden sağlanan enerjinin seramik tarafından emilmesi sonucu yüzeyin parçalanıp pürüzlenmesiyle elde edilmektedir. Lazerin çıkış gücü, dalga boyu ve uygulama süresi yüzeyin pürüzlülüğünü etkileten faktörlerdendir. CO_2, Nd:YAG, Er:YAG, , Er,Cr:YSGG ve femtosaniye lazerler seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılan lazerlerdendir (233, 270).

CO_2 lazer ve diğer pürüzlendirme yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmanın sonucunda, ortodontik braketin seramik yüzeye bağlantısı amacıyla CO_2 lazer uygulamasının diğer pürüzlendirme yöntemlerine alternatif olabileceği bildirilmektedir (271).

Poosti ve arkadaşlarının Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazeri seramik yüzey modifikasyonu amacıyla kullandıkları çalışmalarında, Er:YAG lazer ortodontik olarak yetersiz bağlanma değerleri gösterirken, 0.8 watt (W) Nd:YAG lazerin 10 sn uygulanmasının kabul edilebilir ortodontik bağlanma değeri verdiğini ve bu amaçla kullanılabileceğini rapor etmektedirler (272). Bu çalışmanın aksine Er:YAG lazer ile HF'nin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada ise Er:YAG lazer ile pürüzlendirmenin, ortodontik braketlerin seramik yüzeylere bağlantısında kullanılabilecek bir yöntem olduğu ve yeterli bağlanma değerleri verdiği rapor edilmektedir (273). Nd:YAG lazerin seramik yüzey pürüzlendirilmesinde farklı güçlerinin kullanıldığı çalışmada ise lazerin 1.5 W ve 2 W güçlerinde 10 sn uygulama ile % 9,6 HF'nin 4 dk uygulamanın bağlanma dayanımında istatistiksel olarak fark yaratmadığı ve ortodontik olarak kabul edilebilir bağlanma değerleri sağladığı belirtilmektedir (274).

Sonuç olarak ortodontik ataşmanların tedavi boyunca seramik yüzeylere tutunabilmeleri için seramiğin cilalı yüzeyinin uzaklaştırılması, mekanik bağlantı amacıyla pürüzlü bir yüzeyin oluşturulması, yapıştırıcıyla seramiğin kimyasal olarak bağlantısını sağlayan silanın uygulanması ve yapıştırıcı sistemin tatbiki basamakları izlenmektedir.

Günümüzde teknolojik gelişmelerin bir sonucu olarak geleneksel yöntemlerle uzun aşamalardan geçerek üretilen seramiklere alternatif oluşturabilecek restorasyon materyalleri kullanıma sunulmuştur. Bilgisayar destekli üretime imkan sağlayan CAD (bilgisayar destekli tasarım) - CAM (bilgisayar destekli üretim) sistemler, son zamanlarda dental restoratif tedavilerin daha modern yöntemlerle ve çok daha kısa sürelerde yürütülmesine imkan sağlamıştır. Bu sistemlerin kullanımıyla farklı restoratif materyallerin diş hekimliği pratiğine girmesinin yanı sıra, geleneksel klinik ve laboratuvar aşamalarına da farklı bir boyut kazandırmıştır (275).

3.6.CAD–CAM Sistemleri

Bilgisayar yazılımlarındaki ilerlemeler ve otomatik programlanabilen cihazların üretimi CAD-CAM sistemlerinin gelişiminde önemli rol oynamıştır. 1950'lerin ilk yıllarında üretilen CAD-CAM sistemleri zamanla endüstriyel olarak birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır. CAD-CAM teknolojisinin diş hekimliğiyle tanışması 1980 yılında Duret ve Preston tarafından sağlanmıştır. Duret 1984 yılında kendi ismini verdiği sistem ile tek üyeli restorasyonlar üretmiştir (276). 1985 yılında ise Moermann ve Brandestini'nin tek seansta restorasyon üretimini mümkün kılan CEREC 1 sistemini tanıtmasıyla, seramik restorasyonların tek bir randevuda hastaya teslim edilmesi tedavi seçeneği haline gelmiştir (277).

CAD-CAM sistemleri ile üretimin ilk adımı ağız içinden, modelden veya radyograflardan verilerin taranıp dijital ortama aktarılmasıdır. Daha sonra elde edilen veriler üzerinde sisteme uygun programlar kullanılarak üretilecek restorasyonun üç boyutlu dijital tasarımı oluşturulur. Son adımda ise dijital tasarım çeşitli eksiltme, ekleme veya her ikisinin kombinasyonunu içeren yöntemler kullanılarak istenilen restorasyona dönüştürülür (278).

CAD-CAM teknolojisi diş hekimliğinin restoratif, cerrahi ve ortodonti branşlarında çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde; tam-parsiyel kron ve protezler, implant restoratif parçaları, çene yüz protezleri, ortodontik aparey, cerrahi ve ortodontik rehber yapımı gibi geniş bir kullanım alanına sahiptir (278). Her teknolojik ekipmanda olduğu gibi CAD-CAM sistemleri de bir takım avantaj ve dezavantajları bünyesinde barındırmaktadır.

CAD-CAM sistemlerinin sahip olduğu avantajlar:

-Tek seansta hasta başında tamamlanabilen indirekt restoratif prosedürlere imkan sağlaması

-Geleneksel ölçü prosedürleri olmadan dijital ölçü elde edilebilmesi

-Tek seansta yapılabilen protetik restorasyonlar sayesinde diş kesiminden kaynaklı hassasiyetlerin önüne geçilmesi ve geçici restorasyon yapımına ihtiyaç duyulmaması

-Alçı model oluşturulmasına ihtiyaç duyulmaması ve alçı modelden kaynaklı hataların önlenmesi

-Laboratuvar teknisyen masraflarının azaltılması

-Çapraz enfeksiyon riskinin azaltılması

-Cerrahi ve ortodontik rehberler ile hekim kaynaklı hataların azaltılarak daha öngörülebilir girişimler yapılabilmesi

CAD-CAM sistemlerinin sahip olduğu dezavantajlar:

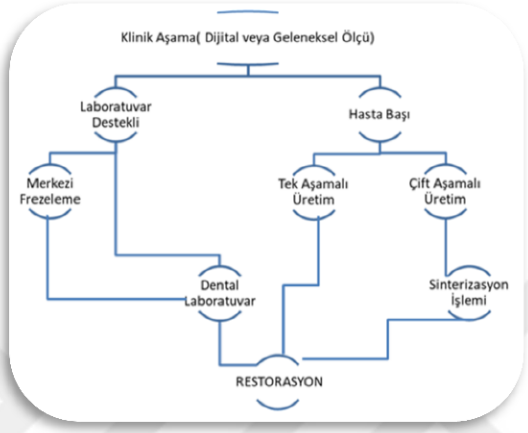
-CAD-CAM sistem kurulumunun yüksek maliyeti

-Sürekli güncellenen sistemler olduğundan dolayı tecrübenin yanı sıra sürekli eğitime ihtiyaç duyulması

-Kullanılan materyallere bağlı bazı laboratuvar işlemlerine ihtiyaç duyabilmesi

-Olabilecek anatomik kısıtlamalar dolayısıyla dijital ölçünün bazı durumlarda yetersiz kalması şeklinde sıralanabilir (276, 278).

Dental prosedürler için kullanılan CAD-CAM sistemleri ölçü alımı, tasarım, kullanılan materyal ve üretim aşamaları yönüyle birbirlerinden birtakım farklılıklar gösterebilmektedir. Bazı CAD-CAM sistemleri, hasta başında dizayn ve üretimi mümkün kılarken, bazılarında firmanın kendi frezeleme merkezinde veya dental laboratuvarlarda bu işlemler yapılmaktadır (Şekil 3.1) (279).



Şekil 3.1. : CAD-CAM sistemlerinde restorasyon üretim aşamaları

3.6.1.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan materyaller

Optik ve elektronik teknolojideki ilerlemeler CAD-CAM sistemlerinin gelişimine, ulaşılabilir olmasına ve kullanımının yaygınlaşmasına sebep olmuştur. Sistemlerin yaygınlaşmasıyla birlikte kullanım amacına göre çeşitli içerik ve özelliklere sahip farklı restorasyon materyalleri üretilmiştir.

CAD-CAM sistemleri restorasyonun oluşturulması açısından iki farklı prensip olan ekleme ve/veya eksiltme yöntemleriyle çalışmaktadır. Ekleme prensibi ile çalışan CAD-CAM sistemlerinde bilgisayar aracılığıyla dizayn edilen restorasyon, materyal yığımıyla elde edilir. Ekleme yöntemi restorasyon oluşturulurken materyal kaybını en aza indirgemektedir. Eksiltme prensibi ile çalışan CAD-CAM sistemlerinde ise katı blok halindeki materyallerin aşındırılmasıyla restorasyon elde edilmektedir (280). Katı bloklar tam sinterize ve presinterize fazda bulunmaktadır. Presinterize bloklar boşluklu yapıya sahip olduğundan daha hızlı ve kolay şekillendirilebilmektedir. Fakat şekillendirme sonrası sinterizasyonun tamamlanması için ısıl işlem gerektirmektedir (276). Günümüz CAD-CAM sistemlerinde

restorasyon üretiminde kullanılan materyaller; kompozit rezinler, polimerler, çeşitli metaller ve çeşitli seramikler olarak sıralanabilir (279).

3.6.1.1.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan kompozit rezin materyaller

CAD-CAM sistemlerinde kullanılan ilk kompozit bloklar 2000 yılında tanıtılmıştır (279). Kompozit esaslı CAD-CAM materyalleri diğer rezin esaslı bloklara göre üstün fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir. Okluzyon rehabilitasyonlarında kullanılan geçiş dönemi restorasyonlarının yapımında sıklıkla bu materyaller tercih edilmektedir. Sert materyallere kıyasla karşıt dişi daha az aşındırma ve üzerine gelen kuvveti emme özellikleri nedeniyle parafonksiyonu olan hastalarda ve tek diş restorasyonlarının yapımında da kullanılmaktadır (276).

3.6.1.2.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan polimerler

Polimetil metakrilat (PMMA) ve polioksimetilen (POM), CAD-CAM sistemlerinde kullanılan polimer materyallerdendir. Cerrahi prosedürler için rehber plak, 3 boyutlu model, okluzal splint, kron-köprü altyapı modelajı ve parsiyel-tam kron üretiminde kullanılmaktadırlar (281). Kapsamlı okluzal rehabilitasyon, implant tedavileri gibi uzun süreli geçici restorasyon kullanımı gerektiren durumlarda daha çok tercih edilmektedirler. Farklı çalışmalarda CAD-CAM ile üretilen polimer bazlı geçicilerin geleneksel geçici restorasyonlara kıyasla daha iyi marjinal uyum, yeterli renk stabilitesi, gelişmiş mekanik ve fiziksel özellikler gösterdiği bildirilmiştir (282).

3.6.1.3.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan metaller

Kobalt-krom dental alaşımlar sabit ve hareketli protezlerin yapımında yaygın olarak kullanılan materyallerdendir. Döküm yolu ile kobalt-krom alt yapı üretimi uzun ve karmaşık bir işlem olduğundan dolayı günümüzde kobalt krom alt yapıların CAD-CAM teknolojileri kullanılarak elde edilmesi sıklıkla tercih edilmektedir (283). Hafif ve biyouyumlu olan titanyum ve alaşımları diş hekimliği uygulamalarında yaygın kullanım alanına sahiptir. Fakat titanyum alaşımlarının geleneksel yöntemlerle işlenebilirliği zor ve maliyetlidir. Bu nedenle titanyum materyalinden yapay sert doku, bireysel abutment, sabit ve hareketli protez alt yapıları üretiminde CAD-CAM sistemlerinden faydalanılmaktadır (284).

3.6.1.4.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan seramikler

Seramik CAD-CAM materyaller, metal alt yapı içermeyen ve doğal dişlere daha yakın indirekt restorasyon üretimine imkan sağladığından diş hekimleri tarafından tercih edilmektedir. Dijital üretim teknikleri ve seramik materyallerinin yapısal sağlamlığının geliştirilmesiyle aynı anda estetik ve dayanıklı restorasyonların üretimi mümkün hale gelmiştir. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan seramikler; kompozisyonları, materyal özellikleri, işlenebilirlikleri ve endikasyonları açısından bir takım farklılıklar göstermektedir. CAD-CAM teknolojisiyle kullanılan seramikler; cam seramikler, polikristalin seramikler ve rezin matriks seramikler olarak sınıflandırılabilir (285).

3.6.1.4.1. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan cam seramikler

Cam seramikler, temel olarak cam matris içeren, translusent ve orta derecede mukavemete sahip olan materyallerdir. İçeriğindeki cam matris seramik yapınının, asitlenebilir olmasını ve bu sayede diş dokularına yapıştırıcılar aracılığıyla tutunabilmesini sağlamaktadır. CAD-CAM uygulamalarında kullanılan cam seramikler; felspatik seramikler, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler ve lösitle güçlendirilimiş cam seramikler olarak ayrılmaktadır (277).

3.6.1.4.1.1.Feldspatik seramikler

CAD-CAM sistemleriyle dental restorasyon üretiminde ilk kullanılan materyal feldspatik seramiklerdir. % 30 oranında feldspar tanecikleri içeren cam matris yapısındadır. Hasta başında tek seansta üretime uygun ve üstün estetik özelliklere sahip olan bu materyaller yapısal sağlamlık açısından bir takım dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle tek diş restorasyonlarda, inley ve onleylerde kullanılabilirken, köprü restorasyonlarda ve okluzal kuvvetlerin fazla olduğu durumlarda kullanımı kısıtlıdır (286).

1985 yılında ilk feldspatik seramik blok olarak üretilen Vita™ Mark I, 1991 yılında daha iyi mekanik özelliklere sahip Vita™ Mark II olarak güncellenmiştir. Vita™ Mark II farklı renk seçenekleri bulunan monokromatik feldspatik bloklardır. Vitablocs™ TriLuxe™, Triluxe™ Forte ve RealLife™ blokları ise polikromatik, doğal diş rengini daha iyi taklit etme amacıyla üretilmiş feldspatik bloklardır (286).

Vita™ Mark II feldspatik blokların kullanıldığı klinik araştırma sonuçlarında inley restorasyonun 5 yıllık başarı oranı % 94.7, 8 yıllık başarı oranı % 90.6, 10 yıllık başarı oranı ise % 85.7-89 olarak rapor edilmiştir (286).

Feldspatik seramiklerin diş dokularına tutunması, tamiri veya yüzeyine ortodontik ataşman yapıştırılması için bir takım işlemler gerekmektir. Yapılan çalışmalar sonucunda, sırasıyla 50 µ alüminyum oksit kumu ile pürüzlendirme, HF ile dağlama ve sonrasında yüzeye silan uygulanması ile feldspatik cam seramiklerin ideal bir adeziv bağlantıya uygun hale gelebileceği bildirilmiştir (287).

3.6.1.4.1.2.Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler

Güçlendirilmiş diğer cam seramiklere göre daha üstün mekanik özelliklere sahip lityum disilikatla (Li_2SiO_5) güçlendirilmiş cam seramik bloklar ilk olarak 2006 yılında IPS e.max CAD adıyla kullanıma sunulmuştur. Blok halindeki materyal işlenebilir, yumuşak yapılı mavi fazdadır. Mavi fazda işlenen restorasyonun final halini alması için vakum altında ısıl işlem ile sinterlenmesi gerekmektedir. IPS e.max CAD farklı renk ve translusensite seçenekleriyle estetik restorasyonların üretimine izin vermektedir. Başlangıçta estetik alt yapı materyali, inlay-onley ve anterior tek kron materyali olarak kullanımı tavsiye edilmekteydi. Üreticinin yayınladığı endikasyon klavuzunda, tam-parsiyel tek üye kronlarda, 3 üye anterior ve posterior köprülerde kullanılabileceği bildirilmiştir (286, 288).

IPS e.max CAD blokların kullanıldığı, tek kron restorasyonların 2 yıllık başarılarının incelendiği iki ayrı klinik çalışma sonucunda % 97.4 ve % 100 başarı oranları rapor edilmiştir (289, 290).

Literatürde lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerle olan adeziv bağlantının arttırılması amacıyla HF ile dağlama sonrası silan bağlayıcı ajanın kullanımı önerilmektedir (263, 286, 287).

3.6.1.4.1.3.Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler

CAD-CAM sistemleriyle kullanılan, ilk lösitle güçlendirilmiş cam seramik blok 1998 yılında ProCAD™ adıyla piyasaya sunulmuştur. 2006 yılında ise ProCAD™, üretim tekniği açısında geliştirilerek daha dayanıklı ve daha estetik olan IPS Empress CAD™ (SiO_2-Al_2O_3-K_2O) olarak tanıtılmıştır. IPS Empress CAD bloklar % 35-45

oranında lösit içermektedir. İçeriğindeki lösit partiküllerinin ince granüllü (1-5 µ) olması materyalin kolay işlenebilmesini sağlamaktadır (291). Ayrıca materyalin mukavemetini arttırırken çatlak yayılımını da azaltmaktadır (292). Farklı renk, farklı translusensite ve polikromatik seçenekleriyle doğal dişe çok yakın estetik restorasyonların üretimine izin vermektedir. Florasans, opalasens ve aşınmaya karşı direnç özellikleri doğal dişlere benzerdir. Üstün estetik özelliklerinin yanında hasta başında tek bir seansta, fırınlamaya ihtiyaç duymadan da üretilebilmesi en büyük avantajlarındandır. Firmanın IPS Emress CAD için özel ürettiği manuel bitim ve cilalama sistemi olan Optra Fine ile glaze aşaması gerektirmeden hasta ağzında yeterli parlaklığa ulaşılabilmektedir. Estetik özelliklerinin arttırılması amacıyla restorasyon yüzeyinden kazıma ve toz porselen ekleme yötemi (cut-back) ya da restorasyon iç veya dışından boyama yöntemi sonrası glaze işlemi isteğe bağlı olarak uygulanabilmektedir. Bu bloklar inley, onley, tam ve parsiyel tek kron restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır (276).

Piyasada IPS Empress CAD dışında Initial LRF BLOCK, Rosetta BM gibi farklı lösitle güçlendirilmiş cam seramik CAD-CAM materyalleri de bulunmaktadır.

Yapılan klinik çalışma sonucunda, lösitle güçlendirilmiş cam seramik CAD-CAM materyali ile üretilen parsiyel kronların 2 yıllık takibinde, herhangi bir kırığa rastlanmayıp başarı oranı % 100 olarak bildirilmiştir (286). Başka bir klinik çalışmada ise, 3 yıllık takip sonucunda parsiyel tam seramik posterior restorasyonlarda başarı oranının % 97 olduğu raporlanmıştır (293).

Başarılı estetik özellikleri yanı sıra tek seansta hastaya uygulanabilmesinden dolayı, sıklıkla tercih edilmekte olan lösitle güçlendirilmiş cam seramiklere, yetişkin ortodontik tedavisindeki artışın bir sonucu olarak braket yapıştırılma ihtiyacı doğabilmektedir. Yapılan birçok deneysel çalışma sonucunda, lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin adeziv uygulamaları için farklı yöntemler önerilmiştir (238, 294). Asitle dağlama, alüminyum oksit ile pürüzlendirme, tribokimyasal kaplama ve silanizasyon yöntemleri bu materyallere adezyonun sağlanabilmesi için önerilen farklı yüzey hazırlama işlemleridir (295).

3.6.1.4.2.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya materyaller

Tam seramik restoratif işlemlerde alt yapı materyali olarak sıklıkla tercih edilen zirkonya, fiziksel ve kimyasal olarak dayanıklı bir yapıya sahiptir (276). Zirkonya restorasyonlar, dökülebilir ve preslenebilir bir materyal olmadığından dolayı sadece CAD-CAM sistemleriyle, bloklardan kazınarak üretilebilmektedir. Zirkonya bloklar; tam sinterize, yarı sinterize ve sinterlenmemiş olmak üzere 3 fazda bulunmaktadır (280).

Sinterize olmamış zirkonya bloklar, herhangi bir ısıl işlem uygulanmadan zirkonya tozlarının sıkıştırılmasıyla, yarı sinterize olanlar ise toz ile birleştiricinin sıkıştırılmasıyla üretilmektedir. Bu nedenle yumuşak yapılıdırlar. Yumuşak yapılı bloklar kolay işlenebilirliğe sahip olup CAM cihazlarının yorulmadan hızlı bir üretim yapabilmesine imkan sağlar. Fakat restorasyonun son sertliğine ulaşabilmesi için, ilave sinterizasyon işleminin uygulanması gerekmektedir. Tam sinterize bloklar ise 1300^{o}C' de sinterlenmiş ve yüksek yoğunluktaki zirkonyadan oluşmaktadır. Sert yapılı bu blokların işlenmesi zor ve zaman almaktadır. İşlendikten sonra sinterizasyona ihtiyaç duymamaktadır (276).

Zirkonya bloklar; ortodontik ataşman, endodontik post/kor, kron-köprü restorasyonları, alt yapı restorasyonları , implant ve implant abutmentleri üretiminde kullanılmaktadır. Piyasada bulunan e.max ZirCAD, Zenostar, Lava, Cercon ve Procera Zirconia CAD-CAM sistemleriyle sıklıkla kullanılan zirkonya bloklardandır (280).

İmplant üstü zirkonya tek kronlar ile implant üstü metal destekli seramik tek kronların ağızda kalım ve komplikasyon oranlarının karşılaştırıldığı sistematik derleme raporuna göre, 5 yıllık ağızda kalım süresi açısından istatistiksel olarak iki materyalin de başarılı olduğu fakat zirkonya restorasyonlarda estetik açıdan daha az komplikasyon gözlendiği bildirilmiştir (296).

Zirkonya materyalinin mekanik ve estetik avantajlarından dolayı günümüzde protetik restorasyonların önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Bu nedenle, zirkonya yüzeyler, ortodontik tedavi öncesinde mevcut protetik restorasyonları olan hasta gruplarında, braketlerin yapıştırılması gerekecek alanlar olarak klinisyenlerin karşısına çıkabilmektedir. Zirkonya yüzeylere, adeziv yapışma gerçekleşebilmesi için

yüzeyin pürüzlendirilmesi ve/veya kaplanması prosedürleri kullanılmaktadır. Yapılan sistematik derlemeler sonucunda, zirkonya yüzeyin kumlama ile pürüzlendirilmesini takiben 10-MDP uygulanması işleminin, zirkonya yüzeyin adezyona uygun hale getirilmesinde en etkili ve pratik yöntem olduğu bildirilmiştir (296, 297).

3.6.1.4.3.CAD-CAM sistemlerinde kullanılan hibrit seramik materyaller

Hibrit seramik blokların yapısı incelendiğinde, seramik doldurucu ve polimer ağın birbiri içerisine yayılmış olarak bulunduğu gözlenmektedir. Bu yapının büyük çoğunluğunu seramik doldurucu oluşturmaktadır. Oransal olarak ifade edildiğinde, ağırlığın % 86' sı, hacmin ise % 75' i seramiktir. Seramik ve PMMA polimer yapının birbiri içerisine entegre edilmesi, iki bileşenin de avantajının tek bir materyalde toplanmasına imkan sağlamıştır. Sert yapısı nedeniyle seramikte karşılaşılan kırılganlık ve kırığın ilerlemesi durumu, polimer ağın yapıya katılması ile azaltılmıştır ve diş dokularına benzer mekanik özellikler sergilediği gözlenmiştir. Bu durum, hibrit seramik materyallerin çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu bölgelerde de kullanılabilirliğini sağlamıştır (276).

İnlay, onley, anterior-posterior bölge tam ve parsiyel kron restorasyonların üretiminde ve okluzal rehabilitasyonda kullanım endikasyonlarına sahip olan hibrit seramik materyeller, piyasada VITA ENAMIC, Lava Ultimate, SHOFU Block HC ve GC CERASMART gibi ticari isimleriyle bulunmaktadır (292, 298).

CAD-CAM teknolojisiyle üretilmiş hibrit seramik olan Vita ENAMIC ve feldspatik cam seramik olan Vita Mark II'nin karşılaştırıldığı 3 yıllık klinik bir çalışma sonucunda, Vita ENAMIC % 97 oranında başarılı bulunurken, Vita Mark II % 90,7 oranında başarılı bulunmuştur. Vita ENAMIC ile yapılan bir diğer çalışmada ise 3 yıllık inlaylerin başarı oranı % 97,4 bulunurken , parsiyel kron restorasyonlar % 95,6 oranında başarılı bulunmuştur (298).

Hibrit seramik restorasyonların diş dokularına yapıştırılması, ağızda tamiri veya yüzeyine ortodontik ataşman tatbiki gibi adeziv işlemlerinde bir takım yüzey hazırlıklarına ihtiyaç duyulmaktadır. Yapılan çalışmalar sonucunda, yüzeyin HF kullanılarak pürüzlendirilmesi sonrası silan uygulanması ile hibrit seramiklerin adeziv bağlantıya uygun hale gelebileceği bildirilmiştir (298, 299).

4.GEREÇ ve YÖNTEM

Yaptığımız in-vitro çalışmada kullanılan sarf malzemlerin bir kısmı DİŞ.18.007 proje numarasıyla Dicle Üniversitesi BAP (Bilimsel Araştırma Projeleri) koordinatörlüğünce desteklenerek alınmış ve çalışmamız Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür.

Nemli seramik ve nemli diş yüzeyinde farklı ortodontik kuvvet aktarıcı ataşmaların, farklı yapıştırıcılar kullanıldığında gösterdikleri bağlanma dirençlerini değerlendirilmek amacıyla yaptığımız tez çalışmamızın aşamaları Finlandiya Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde gerçekleştirilmiştir.

4.1.Deney Gruplarının Hazırlanmasında Kullanılan Materyal ve Cihazlar

4.1.1.Çalışmada kullanılan ortodontik ataşmanlar

4.1.1.1.Metal braketler

-Çalışmamızda kullanılan .018 slot sağ üst santral ve premolar Mini Master twin metal braketler (American Orthodontics, WI, USA) 17-4 grade güçlendirilmiş medikal paslanmaz çelik materyalden üretilmiştir. Alaşım içeriğinde demir, nikel, krom, silikon, mangan, molibden, titanyum, bakır, alüminyum, karbon bulunmaktadır.

-Biyouyumlu materyallerdir.

-Çift mekanik retansiyon sağlayan taban dizaynı bulunmaktadır. Fotokimyasal asitleme kullanılarak pürüzlendirilmiş taban üzerine meaknik tutuculuğun arttırılması amacıyla metal ağ (mesh) yerleştirilmiştir.

- Üst santral braket taban alanı 11,07 mm^2 , üst premolar braket taban alanı ise 11,05 mm^2dir (http://www.americanortho.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).

4.1.1.2.Safir braketler

-Çalışmamızda kullanılan .018 slot sağ üst santral ve premolar Radiance Plus twin seramik (safir) braketler (American Orthodontics, WI,USA) monokristalin seramik (safir) materyal, alüminyum dioksitden üretilmektedir.
-Nikel içermemektedir. Biyouyumlu materyallerdir.
-Isıl işlemle sağlanan polisaj ile pürüzsüzlük elde edilip yapıdaki mikro boşluk ve çatlaklar düzeltilmiş böylece yapı sağlamlaştırılmış ve kayma mekaniklerinde sürtünme azaltılmıştır. Kanat kırık riski ise kanat bağlantıları kalınlaştırılarak azaltılmaya çalışılmıştır.
-Estetik ve tamamamen şeffaf görünümde ve renklemeye karşı dirençlidir.
-Braketlerin sökümü esnasında diş veya restorasyon yüzeyine zarar vermesini engellemek ve sökümü kolaylaştırmak için Quad Matte taban dizaynı kullanılmıştır. Braket tabanının merkezi mekanik tutuculuk sağlayan retantif alan şeklinde, merkezin dışında kalan alan ise pürüzsüz şekilde dizayn edilmiştir.
- Üst santral braket taban alanı 14,61 mm^2 , üst premolar braket taban alanı ise 13,94 mm^2dir (http://www.americanortho.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).

4.1.2.Braketlerin yapıştırıldığı yüzeyler

4.1.2.1.Diş

-Son 6 ay içinde toplanmış, 20 yaşından küçük kişilerin, ortodontik tedavi amacıyla çekilmiş üst premolar dişleri kullanılmıştır.
-Dişler üzerinde çürük, restorasyon, herhangi bir mine anomalisi ve davye izi olmamasına dikkat edilmiştir.
-Toplanan dişler suyla yıkanıp, kan ve tükrükten arındırıldıktan sonra kullanılacağı zamana kadar salin içinde saklanmış, haftada bir kez dişlerin içinde bulunduğu solüsyon yenilenmiştir.

4.1.2.2.Seramik

-Çalışmada kullanılan IPS Empress CAD^{TM} (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) bloklar tam sinterize, lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyallerdir (Resim 4.1).

-5 farklı boy (I 8, I 10, I 12, C 14, C 14 L), 2 farklı translusensite (HT – High Translucency, LT – Low Translucency) ve geniş aralıkta renk (A–D, Chromascop, BL1-BL4) seçenekleri sunmaktadır. Cut-back yöntemi, iç veya dış renklendirme ve glaze işlemleri isteğe bağlı yapılabilmektedir. Ayrıca hasta başı mekanik bitim ve cila işlemlerine izin vermektedir.

-Çalışmada B1 renkli, C14 (12/14/18mm) boyutlu, LT bloklar kullanılmıştır.

-Bükülmeye karşı direnci 185 MPa'dır. Vener, inley,onley,parsiyel kron, anterior kron ve posterior kron materyali olarak kullanılabilir.

-Bukalemun ve florosans efekti sayesinde doğal dişlere yakın estetik görünüm elde edilebilmektedir (https://www.ivoclarvivadent.com.tr, Erişim tarihi:28 Mart 2020).



Resim 4.1. : IPS Empress CAD™ seramik blok

4.1.3.Hassas kesme cihazı

-IsoMet 1000 Precision Saw (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) yumuşak ve kırılgan materyaller de dahil çeşitli malzemeleri minimum deformasyonla kesmek için tasarlanmıştır.

-Kesim hızı 100 ile 975 rpm aralığında değiştirilebilmektedir.

-Yerçekimi destekli kesim kuvveti hassas materyallerde kesime bağlı deformasyonu azaltmaktadır (https://www.buehler.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).

4.1.4.Akrilik

-Palapress® (PALA, Kulzer, Hanau, Germany) likit kısmı metil metakrilat, tetrametilen dimetakrilat ve metiltrioktilamonyum klorid içerirken, toz kısmı metakrilat kopolimerlerinden oluşmaktadır (Resim 4.2).

-Kendiliğinden sertleşen Palapress soğuk akrilik, hareketli protez tamir ve besleme işlemlerinde kullanılmaktadır.

-Hızlı sertleşme özelliği bulunmaktadır. 2 dk çalışma, 7 dk sertlşeme süresi tanımaktadır.

-Az miktarda artık monomer salınımı yapmaktadır ve mukoza uyumludur (https://www.kulzer.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.2. : Palapress® soğuk akrilik likit ve tozu

4.1.5.Yüzey hazırlığında kullanılan materyaller

4.1.5.1.Pomza

-IMIPOMZA (IMICRYL, Konya, Türkiye) volkanik taşlardan elde edilmektedir. İçeriğinde silisyum oksit, alüminyum oksit, demir oksit, kalsiyum oksit bulunmaktadır.

-Flor içermemektedir.

-Diş hekimliğinde mekanik temizlik ve parlatma amacıyla kullanılmaktadır.

-Su ile karıştırılarak polisaj lastiği veya fırçası yardımıyla uygulanmaktadır http://www.imicryl.com.tr, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).

4.1.5.2.Seramik parlatma seti

-IPS Empress CAD bloklardan üretilmiş restorasyonların bitim ve cilalama işlemleri için Optra Fine (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) elmas parlatma sistemi kullanılmıştır (Resim 4.3).

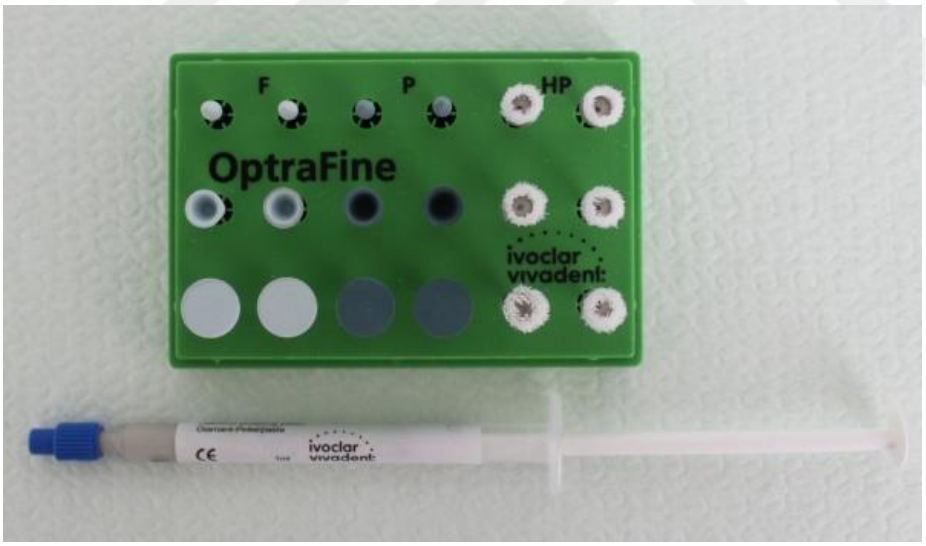
-Set içeriğinde açık mavi ve koyu mavi farklı şekillerde kauçuk frezler, naylon fırçalar ve cila pastası bulunmaktadır. Kauçuk frezler elmas granülleri ve titanyum

dioksit içermektedir. Cila pastasının içeriğinde gliserin, sodyum lauril sülfat, propilen glikolden oluşan bir emülsiyon ve 2– 4 μm boyutlu elmas tozu bulunmaktadır.

- Açık mavi frez (F) bitirme, koyu mavi frez (P) cilalama amacıyla kullanılmaktadır. Kauçuk frezlerin farklı şekilleri restorasyonun tüm yüzeylerine ulaşılabilirliği sağlamaktadır. En yüksek 15.000 rpm (revolutions per minute) hızdaki el aletiyle, sırasıyla bitirme ve parlatma frezlerinin su soğutması altında kullanımı önerilmektedir. Ortalama basınçla (yaklaşık 2 Newton) sürekli ve dairesel hareketlerle uygulanmalıdır.

-Naylon fırçalar ve cila pastası (HP) en son ve yüksek parlaklığa ulaşmak amacıyla kullanılmaktadır. Önerilen hız 5000- 7000 rpm olup 10000 rpm'i geçmemelidir. Su soğutması olmadan dairesel hareketlerle ortalama basınçla uygulanmalıdır.

-Kauçuk frezler uygun dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemleri ile yaklaşık 10 kez kullanılabilirken, naylon fırçalar tek kullanımlık olarak tasarlanmıştır (https://www.ivoclarvivadent.com.tr, Erişim tarihi:28 Mart 2020).



Resim 4.3. : Optra Fine bitim ve cila seti

4.1.5.3.Ortofosforik asit-OFA (H_3PO_4)

-Çalışmada % 37 derişimli ortofosforik asit (H_3PO_4) (PULPDENT, USA) diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılmıştır (Resim 4.4).

-pH 1 asiditeye sahip, mavi renkli, tiksotropik ve jel formda bulunmaktadır. Jel formda olması çevre dokulara akıp zarar vermesini engellemektedir

-15, 20 veya 30 sn diş yüzeyine sürülüp beklenir ve 15 sn yıkanır. Beyaz tebeşirimsi görüntü oluşana kadar hava ile kurutulur (https://www.pulpdent.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.4. : Çalışmada kullanılan ortofosforik asit

4.1.5.4.Hidroflorik asit (HF)

-Reliance Porc-Etch™ (Reliance Orthodontic Products Inc, Itasca, Illinois, USA) % 4 derişimli HF içermektedir (Resim 4.5).

- pH ≤ 0 asiditeye sahip, turuncu renkli ve jel formdadır.

-Koruyucu dişeti bariyeri (ağız içi kullanımda) uygulandıktan sonra seramik yüzeye sürülüp 2 dk beklenir. Pamukla yüzeydeki fazlalık alınıp yüksek emiş gücündeki vakum eşliğinde su ile yıkanır ve kontamine olmayan bir havayla kurutulur (https://www.relianceorthodontics.com, Erişim tarihi:28 Mart 2020).



Resim 4.5. : Çalışmada kullanılan silan ve hidroflorik asit

4.1.5.5.CoJet kum

-CoJet kum (3M ESPE, Seefeld, Germany) alüminyum oksit ve sentetik amorf silika içermektedir (Resim 4.6).

-Silika ile modifiye edilmiş 30 µ partikül boyutuna sahip beyaz renkli kum; ağız içi ve dışı kullanıma uygun olarak üretilmiştir.

-2-3 bar basınçla yaklaşık 10 mm uzaktan uygulanması önerilmektedir (https://multimedia.3m.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.6. : CoJet kum ve uygulama cihazı

4.1.5.6.Silan

-Porcelain Conditioner™ (Reliance Orthodontic Products Inc, Itasca, Illinois, USA) aseton, etanol ve 3- (Trimetoksil) propil-2-Metil-2-Propenoik asit içermektedir (Resim 4.5).

-Porselen içeriğindeki silikona ve yapıştırıcı içeriğindeki akriliğe kimyasal bağlarla tutunarak birleştirici ajan olarak görev yapmaktadır.

-Pürüzlendirilmiş porselen yüzeye ince bir tabaka sürüldükten sonra en az 3-4 dk kuruması beklenir veya ılık kontamine olmayan bir havayla 20 sn kurutulduktan sonra 1 dk beklenir (https://www.relianceorthodontics.com, Erişim tarihi:28 Mart 2020).

4.1.6.Ortodontik yüzey örtücüler

4.1.6.1.Transbond XT Primer

-Transbond XT primer (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) Bis-GMA, TEGDMA, trifenilantimon, 4-dimetilamino-benzenetanol, kamfarokinon ve hidrokinon içermektedir (Resim 4.7).

-Hidrofobik, ışıkla sertleşen, sıvı formada ve şeffaf sarı renklidir ve yüzey örtücü olarak kullanılmaktadır (https://multimedia.3m.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.7. : Transbond XT Primer ve Transbond XT Light Cure Paste

4.1.6.2.Transbond Moisture Insensitive Primer (MIP)

-Transbond MIP (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) etil alkol, Bis-GMA, HEMA, 2-hidroksi-1,3-dimetakriloksipropan, UDMA, itakonik asit kopolimeri, akrilik asit kopolimeri, su, difeniliyodinyum hegzaflorofosfat, N,N-dimetilbenzokain ve trifenilantimon içermektedir (Resim 4.8).

-Neme toleranslı, hidrofilik, pH 5 ve ışıkla sertleşen sıvı formdadır. Yüzey örtücü olarak kullanılmaktadır (https://multimedia.3m.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.8. : Transbond MIP ve Transbon XT Light Cure Paste

4.1.6.3.Transbond Plus Self Etching Primer (SEP)

-Transbond Plus SEP (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) metakrilat pirofosfat, etilen dimetakrilat, H_3PO_4, HEMA, 2-propenoik asit, 2-metil fosfinikobis (oksi-2,1-etandil) ester, su, mono HEMA fosfat, tris[2-(metakrilooksi)etil] fosfat ve kamfarokinon içermektedir (Resim 4.9).

-Aplikatörün ucundaki siyah hazne patlatıldıktan sonra ortadaki hazne üzerine katlanır ve iki parmak arasında sıkıştırılarak orta hazne de patlatılır. Böylece iki solüsyon karışarak aplikatörün olduğu 3. hazneye geçer ve aktive olur. Aplikatör hazne içinde döndürülerek ileri-geri hareket ettirilerek aplikatörün solüsyonla ıslanması sağlanır.

-Neme toleranslı, ışıkla sertleşen, sıvı formda ve açık sarı renklidir. Kendinden asitli yüzey örtücü olarak kullanılmaktadır (https://multimedia.3m.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.9. : Transbond Plus SEP ve Transbon XT Light Cure Paste

4.1.6.4.Brace Paste Moisture Tolerant Primer (MTP)

-Brace Paste MTP (American Orthodontics, WI,USA) etanol, HEMA, 2-hidroksi-1,3-propanedil bismetakrilat içermektedir (Resim 4.10).

-Neme toleranslı, ışıkla sertleşen, sarımsı sıvı formdadır. Yüzey örtücü olarak kullanılmaktadır (http://www.americanortho.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.10. : Brace Paste Adhesive ve Brace Paste MTP

4.1.6.5.Assure Plus All Surface Bonding Resin

-Assure Plus All Surface Bonding Resin (Reliance Orthodontic Products, Itasca, IL) Bis-GMA, etanol, 2-hidroksietil metakrilat, 10-metakrilooksidesil dihidrojen fosfat içermektedir (Resim 4.11).

-pH 2,5-3,5 asiditeye sahiptir.

-Neme toleranslı, ışıkla sertleşen sarımsı sıvı formdadır. Yüzey örtücü olarak kullanılmaktadır.

-Diş dışındaki farklı restoratif yüzeylere silan ve HF ihtiyacı olmadan da bağlanabildiği belirtilmiştir (https://www.relianceorthodontics.com, Erişim tarihi:28 Mart 2020).



Resim 4.11. : Assure Plus All Surface Bonding Resin ve Assure Light Cure Adhesive

4.1.7.Ortodontik yapıştırıcılar

4.1.7.1.Transbond XT Light Cure Paste

- Transbond XT Light Cure Adhesive (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) Bis-GMA, bisfenol A bis (2-hidroksi etil eter) dimetakrilat, difeniliyodinyum hegzaflorofosfat, silanlanmış silika ve kuartz partikülleri içermektedir (Resim 4.7).

-Hidrofobik yapılıdır, ışıkla sertleşir ve pasta formundadır. Ortodontik kompozit yapıştırıcı olarak kullanılmaktadır (https://multimedia.3m.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).

4.1.7.2.Brace Paste Adhesive

-Brace Paste Adhesive (American Orthodontics, WI,USA) etoksi bisfenol A dimetakrilat, tetrametilen dimetakrilat, difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit içermektedir (Resim 4.10).

-Hidrofobik yapılır, ışıkla sertleşir ve pasta formundadır. Ortodontik kompozit yapıştırıcı olarak kullanılmaktadır.

-Yapıştırıcı artıklarının temizliğini kolaylaştırmak amacıyla ultraviyole (UV) ışık altında florosens özelliği bulunmaktadır (http://www.americanortho.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).

4.1.7.3.Assure Light Cure Adhesive Paste

-Assure Light Cure Adhesive (Reliance Orthodontic Products, Itasca, IL) 2-hidroksietil metakrilat, Bis-GMA, sodyum florid, epiklon B4400, 3-(trimetoksisil) propil-2-metil-2-propenoik asit içermektedir (Resim 4.11).

-Poliasit modifiye kompozit rezin olan Assure Paste (Reliance Orthodontic Products, Itasca, IL) flor salınımı yapmaktadır.

-Hidrofilik yapıdadır, ışıkla sertleşir, sarımsı renklidir ve pasta formundadır (https://www.relianceorthodontics.com, Erişim tarihi:28 Mart 2020).

4.1.7.4.Prime Master LC Adhesive

-Prime Master LC (Dentsply Sirona, Sankin, Japan) fosforik asit esteri, UDMA, dimetakrilat, cam doldurucular, silika, foto başlatıcı ve hidrofilik monomer olan HEMA içermektedir (Resim 4.12).

-Pasta içeriğine eklenmiş yapışmayı destekleyici monomer, asitlenmiş mine yüzeyine astarlama yapmadan bağlanabilmeyi sağlamaktadır. Böylece primer ile yüzeyin örtülmesi basamağına gerek kalmamaktadır.

-Neme toleranslıdır, ışıkla sertleşir, sarımsı renklidir ve pasta formundadır (https://www.dentsplysirona.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.12. : Prime Master LC Adhesive

4.1.7.5.Smart Bond LC

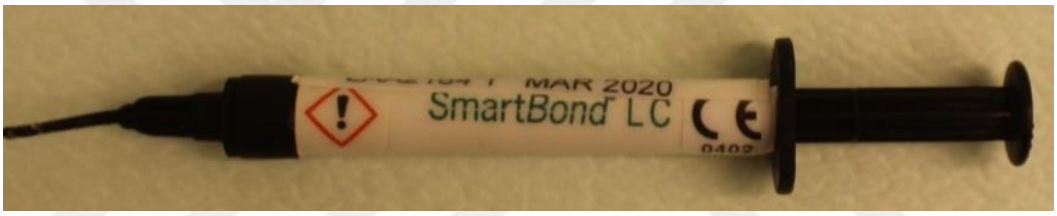
-Smart Bond LC (Gestenco International, Goteborg, Sweden) etil siyano akrilat, UDMA, polimetakrilat, amorf silika, hidrokinon ve kamfarokinon içermektedir (Resim 4.13)

-Polimerizasyonu su ile başlamaktadır. Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşmektedir.

-Hidrofilik yapıdadır, biyouyumludur, şeffaf ve likit formdadır.

-Asitleme sonrası yüzeyin tamamen kurutulmasına ve primer ile örtülmesine gerek duymadan direkt uygulanmaktadır.

-Braket tabanına sürüldükten sonra 20-30 sn içinde braket konumlandırılmalıdır. Işıkla polimerizasyon sonrası ark telinin yerleştirilmesi için 3-5 dk beklenmesi önerilmektedir (http://www.gestenco.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.13. : Smart Bond LC

4.1.7.6.GC Fuji Ortho LC

-GC Fuji Ortho LC (GC America Inc, Chicago, IL) rezin modifiye cam iyonomer yapıştırıcıdır (Resim 3.14).

-Piyasada pasta-pasta, kapsül veya toz-likit halinde bulunmaktadır.

-Likit kısmı HEMA, polibazik karboksilik asit, UDMA, dimetakrilat, poliakrilik asit ve bütile hidroksitolüen içermektedir.

-Toz kısmı floro alümino silikat cam partikülleri içermektedir.

-1 küçük kaşık toz-1 damla likit oranında karıştırılmaktadır. Karıştırma süresi 20-25 sn, çalışma süresi ise soğuk cam üzerinde karıştırıldığında yaklaşık 3 dk'dır.

-Yüzeyin asitlenmesi opsiyonel olmakla birlikte yüzeye 20 sn % 20 poliakrilik asidin uygulanması önerilmektedir. Bu amaçla Fuji Ortho Conditioner (GC America Inc, Chicago, IL) sıvı veya jel kullanılmaktadır (Resim 4.14).

-Asitleme sonrası primer uygulanmsına ihtiyaç duyulmamaktadır.

-Yapıştırıcı uygulanırken yüzey nemli olmalıdır.

-Hidrofilik yapıdadır, ışıkla sertleşmektedir, flor salma ve depolama özellikleri bulunmaktadır ((http://www.gcamerica.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.14. : GC Fuji Ortho Conditioner, Fuji Ortho LC likit ve Fuji Ortho LC toz

4.1.8.Işık cihazı

-VALO Corded (Ultradent, South Jordan, UT) ultra yüksek enerjili çoklu dalga boyunda ışık üreten Light Emmiting Di (LED) ışık cihazıdır (Resim 4.15).

-Cihaz dayanıklılığı arttırmak, ısı dağılımını sağlamak, ergonomi ve zor alanlara ulaşımı kolaylaştırmak amacıyla tek gövde halinde tasarlanmıştır.

-385 ile 515 nm dalga boyu aralığında ışık veren cihaz tüm dental ışıkla sertleşen materyallerin hızlı polimerizasyonu için kullanılabilmektedir. Cihazdan çıkan ışınlar dağılmadan ilerlemektedir. Böylece enerji kaybı olmadan polimerizasyon alanına ulaşmaktadır.

-Standart (1200 mW/cm^2), xtra power (3200 mW/cm^2) ve xtra power quadrant (3200 mW/cm^2) olmak üzere 3 modu bulunmaktadır.

-Standart modda 1x10 sn, power modlarda 2x3 sn ışık ortodontik yapıştırıcının polimerizasyonu için yeterli olmaktadır.

-Xtra power quadrant mod ise tek basımda 2'şer sn ara veren 5 adet 3 sn'lik ışık vermektedir. Böylece tek basımda ard arda 5 braket ışınlanabilir. Bu modda 2x3 sn ışık, ortodontik yapıştırıcı polimerizasyonu için yeterli olmaktadır. Braket yapıştırma seansında zamandan tasarruf amacıyla tasarlanmıştır ((https://www.ultradent.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).



Resim 4.15. : VALO Corded ışık cihazı

4.1.9.Termal siklus cihazı

-İki adet sıcaklık kontrol paneli (Standard Controller, VWR İnternational, USA), iki adet banyo (VWR Signature Refrigerated/Heating Circulating Baths, VWR İnternational, USA) ve hareketli koldan oluşmaktadır.

-0,1 ^{0}C ölçüm hassasiyetine sahiptir ve -20 ^{0}C ile 200 ^{0}C aralığında sıcaklık seçeneği sunmaktadır (https://us.vwr.com/store, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).

4.1.10.Çekme-Basma test cihazı

-Precision Universal/Tensile Tester AGS-X Series (SHIMADZU, Kyoto, Japan) yük hücreleri kapasitesinin 1/500'ü ile 1/1'i arasındaki tüm yüklerde aynı hassasiyette okuyabilen geniş hassasiyet aralığına sahiptir (https://www.shimadzu.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).

-Yüksek data gönderim hızıyla (sn'de 1000 data) test esnasında tüm pik noktaları tespit edebilmektedir.

-TRAPEZIUMX bilgisayar yazılımı ile kullanılmaktadır. Yazılım istenilen test metodunu oluşturma ve analiz etme imkanı sağlamaktadır.

4.1.11.Stereomikroskop

-Geniş görüntü alanına sahip Leica M60 (Leica Microsystems, Heerbrugg, Switzerland) stereomikroskop 6:1 yakınlaşma aralığında, 6,3x ile 40x arasında devamlı yakınlaşma sağlayabilmektedir (https://www.leica-microsystems.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020)

4.1.12.Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

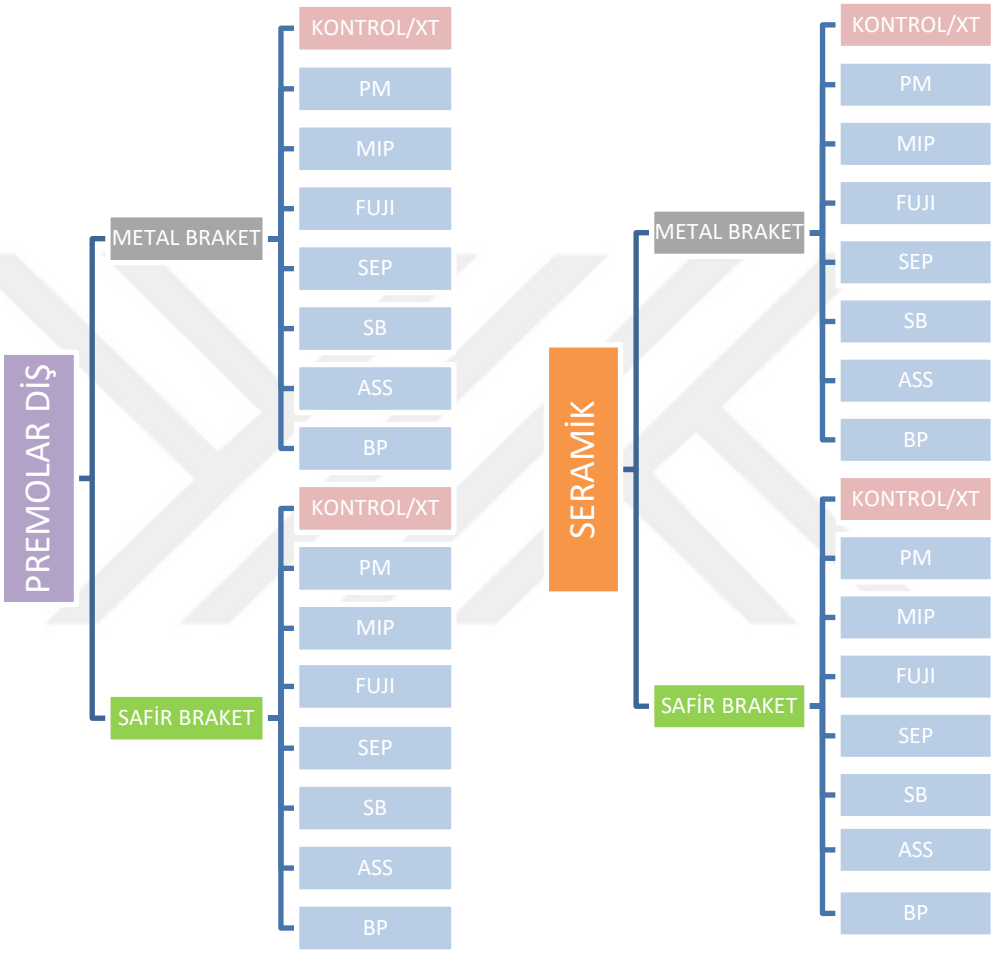
-Phenom ProX Desktop (Phenom-World BV, Eindhoven, The Netherlands) taramalı elektron mikroskobu 130.000x büyütme özelliği bulunan görüntüleme ve analiz sistemidir.

-Yüksek çözünürlük sağlayan 5-10 kV ve elementel analiz sağlayan 15 kV güç seçeneklerine sahiptir.

-Örnek üzerinde görüntülenecek bölgeye hızlı erişimin sağlanabilmesi için renkli navigasyon kamerası bulunmaktadır (https://www.phenom-world.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).

4.2.Metot

Nemli ortamda metal ve seramik braketlerin 8 farklı yapıştırıcı kullanılarak, diş ve seramik yüzeyine bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmak amacıyla yapılan in-vitro çalışmamız 4 adedi kontrol olmak üzere toplam 32 gruptan oluşmaktadır (Şekil 4.1). Çalışmamız sırası ile dişlerin toplanması ve saklanması, seramik CAD-CAM blokların iki eşit parçaya bölünmesi, diş ve seramik örneklerin soğuk akriliğe gömülmesi, diş ve seramik yüzeylerin yapışmaya uygun hale getirilmesi, ortodontik yapıştırıcılar kullanılarak braketlerin nemlendirilmiş yüzeylere yapıştırılması, örneklerin distile suda bekletilmesi, termal yaşlandırılma, bağlanma dayınımı değerlerinin ölçümü, stereomikroskop ile yüzeylerin incelenmesi, taramalı elektron mikroskobu için numune hazırlığı, hazırlanan numunelerin teramalı elektron mikroskobu ile incelenmesi ve sonuçların istatiksel analizinin yapılması aşamalarından oluşmaktadır.



Şekil 4.1. : Çalışma gruplarının şeması **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, ASS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu

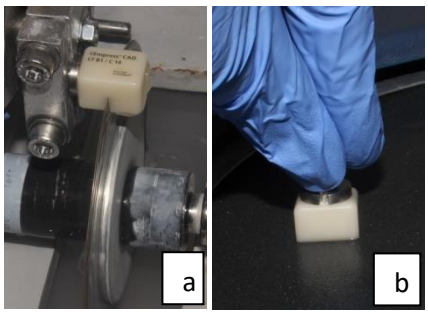
4.2.1.Dişlerin toplanması ve saklama koşulları

Çalışmada kullanılacak dişlerin toplanması için Diyarbakır Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yerel Etik Kurulu'ndan 30/01/2018 tarihinde 2018/1 protokol koduyla etik kurul onayı alındı (Ek 1. Etik kurul onayı).

Çalışmamızda ortodontik tedavi amacıyla Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda çekilmiş 192 adet insan premolar dişi kullanılmıştır. Diş seçimi yapılırken hastanın yaşının yirmiden küçük ve son 6 ay içinde çekilmiş olmasına, dişler üzerinde çürük, restorasyon ve herhangi bir mine anomalisinin olmamasına dikkat edilmiştir. Toplanan dişler suyla yıkanıp, üzerinde bulunan kan ve tükrükten arındırıldıktan sonra salin içinde saklanmıştır. Haftada bir kez dişlerin içinde bulunduğu solüsyon bakteriyel çoğalmanın engellenmesi amacıyla yenilenmiştir.

4.2.2.Seramik blokların kesilmesi

LT B1/ C14 IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) bloklar, Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Adeziv Araştırma Grubu laboratuvarında su soğutmalı hassas kesme cihazı (IsoMet 1000 Precision Saw, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) kullanılarak iki eşit parçaya bölündü (Resim 4.16.a). Elde edilen 48 adet seramik prizmanın her birinde 4 duvar kullanılacak şekilde toplamda 192 adet porselen yüzey, standardizasyon amacıyla zımparalama ve parlatma makinesinde (MetaServ 250 Grinder-Polisher, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) 600, 800, 1000 silikon karbit disklerde 1'er dk zımparalandı.

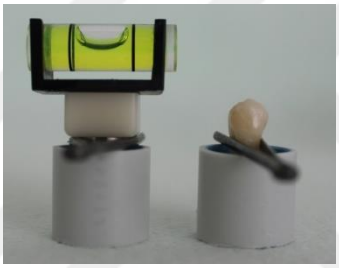


Resim 4.16. : Seramik blokların kesilmesi (a), kesilen blokların zımparalanması (b)

4.2.3.Örneklerin soğuk akriliğe gömülmesi

Çalışmamızda kullanılan dişler ve seramik bloklar braketlerin yapıştırılması esnasında tutmayı kolaylaştırmak ve test cihazına taşıyabilmek amacıyla Palapress® (PALA, Kulzer, Hanau, Germany) kendinden sertleşen soğuk akrilik kaidelere gömüldü. Akrilik kaidelerin standardizasyonu elektronik testere kullanılarak 2 cm yükseklite kesilmiş 2 cmm çaplı plastik borularla sağlandı.

Dişler, uzun aksları yer düzlemine dik olacak ve kök yüzeyleri 1 mm açıkta kalacak şekilde metal kıskaçlar yardımıyla kendinden sertleşen soğuk akriliğe gömüldü (Resim 4.17). Seramik bloklar su terazi kulanılarak braket yapıştırılacak yüzeyleri ön-arka ve sağ-sol yönde yer düzlemine dik olacak şekilde metal kıskaçlar yardımıyla kendinden sertleşen soğuk akriliğe gömüldü (Resim 4.17).



Resim 4.17. : Seramik ve dişin metal kıskaçlar ve su terazisi yardımıyla soğuk akriliğe gömülmesi

4.2.4.Diş ve seramik yüzeylerin yapışmaya uygun hale getirilmesi

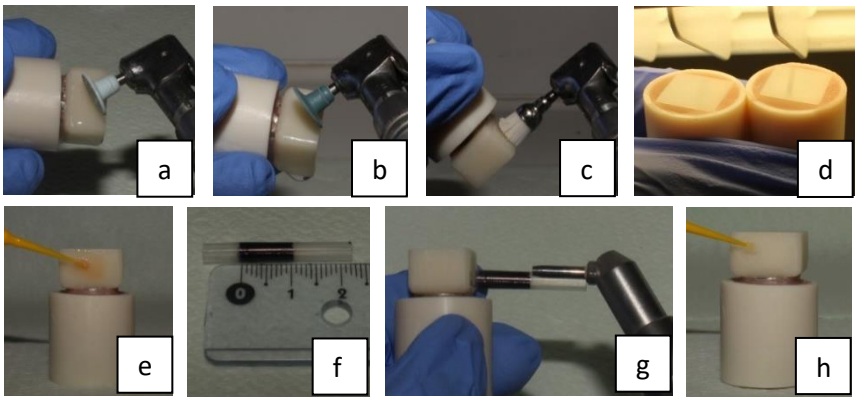
4.2.4.1.Diş yüzeylerinin yapışmaya uygun hale getirilmesi

Braketler yapıştırılmadan organik ve mekanik artıkların uzaklaştırılması amacıyla dişlerin bukkal yüzeyleri düşük devirde, 15 sn, sulandırılmış pomza (IMIPOMZA, IMICRYL, Konya, Türkiye) ve polisaj lastiği ile temizlenmiştir. Pomzalanan dişler 15 sn hava su spreyi kullanılarak yıkanmış ve 15 sn hava spreyi ile kurutulmuştur.

Kendinden asitli primerin (SEP) ve rezin modifiye cam iyonomerin (FUJI) kullanıldığı grupların dışında kalan gruplarda dişler 30 sn % 37 OFA (PULPDENT) uygulandıktan sonra 15 sn suyla yıkandı ve 10 sn kurutuldu. FUJI grubunda ise dişler 20 sn Fuji Ortho Conditioner (GC) uygulandıktan sonra 10 sn yıkandı ve 10 sn kurutuldu.

4.2.4.2. Seramik yüzeylerin yapışmaya uygun hale getirilmesi

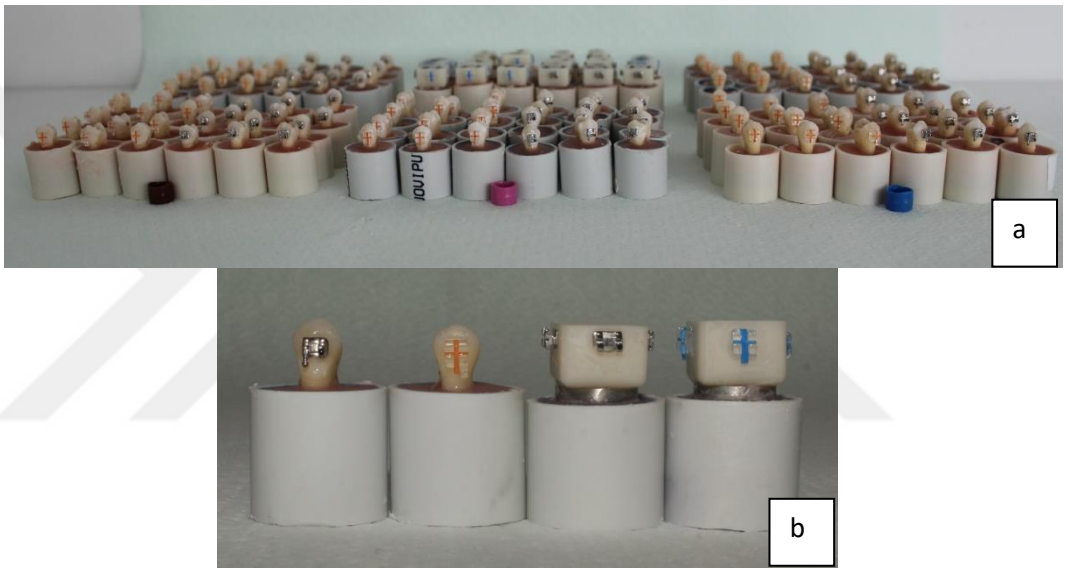
Zımparalanmış seramik yüzeyler, hasta ağzına uygulanan restorasyonların taklidi için bitim ve cila seti (Optra Fine, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) ile parlatıldı (Resim 4.18.d). Parlatma işleminde sırasıyla açık mavi ve koyu mavi kauçuk frezler hafif basınç ve dairesel hareketlerle su soğutması altında 30'ar sn boyunca uygulandı (Resim 4.18.a-b). Daha sonra naylon fırça yardımıyla susuz ortamda, yine dairesel hareketlerle set içeriğindeki pat 30 sn boyunca uygulandı (Resim 3.18.c). Yüzeyler pat kalıntılarından arındırılmak amacıyla hava su spreyi kullanılarak 15 sn yıkanıp 15 sn kurutuldu. Parlatılan yüzeylerde % 4 HF (Porc-Etch™, Reliance Orthodontic Products Inc, Itasca, Illinois, USA) 2 dk bekletildi, hava su spreyi ile 1 dk yıkandı ve kurutuldu (Resim 4.18.e). Sonrasında 30 µ alüminyum oksit kumu (CoJet Sand, 3M ESPE, Seefeld, Germany) 2,8 bar basınçla, 10 mm uzaktan, 5 sn uygulandı (Resim 4.18.g). Uzaklık standardizasyonu için 10 mm uzunluğunda çubuk rehber kullanıldı (Resim 4.18.f). Kumlama işleminden sonra yüzeyde tutunamayan fazla kum 5 sn hava sıkılarak uzaklaştırıldı. Yüzeyi pürüzlendirilen porselen ile yapıştırıcı arasındaki bağlantıyı sağlayan silan (Porcelain Conditioner™, Reliance Orthodontic Products Inc, Itasca, Illinois, USA), ince tabaka şeklinde sürülüp kuruması için 4 dk beklendi ve 30 sn hava ile kurutuldu (Resim 4.18.h). Böylece porselen yüzeyler braketlerin yapıştırılması için uygun hale getirilmiş oldu.



Resim 4.18. : Seramik yüzey hazırlığı aşamaları; su soğutması altında kauçuk frezlerle bitim işlemi (a) ve cila işlemi (b) , cila patının uygulanması (c), parlatılmış seramik yüzey (d), HF uygulaması (e), çubuk rehberin hazırlanması (f), kumlama işlemi (g), silan uygulaması (h)

4.2.5.Braketlerin Yapıştırılması

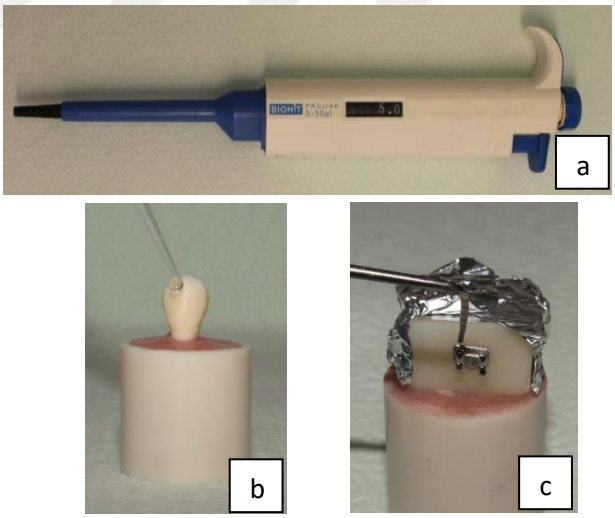
Akrilik kaideye gömülen 192 adet diş ve 48 adet (48x4 seramik yüzey) seramik blok 8 ayrı ortodontik yapıştırıcı grubu kullanılmak üzere rastgele 8 eşit ana gruba ayrıldı. Daha sonra her ana grup 12'şer yüzey içeren metal braket (Mini Master, American Orthodontics, WI, USA) ve seramik braket (Radiance Plus, American Orthodontics, WI,USA) olacak şekilde 2 eşit alt gruba ayrıldı. Böylece toplamda 16 diş ve 16 seramik yüzey grubu oluşturuldu (Resim 4.19.a). Seramik yüzeylerde adaptasyonun daha iyi sağlaması amacıyla sağ üst santral, diş yüzeylerinde ise sağ üst premolar braketi kullanıldı (Resim 4.19.b).



Resim 4.19. : Hazırlanan örnekler (a), seramik ve diş yüzeylerine yapıştırılmış safir ve metal braketler (b)

Braketler, Transbond XT Primer (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) + Transbond XT paste (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) , PrimeMaster LC Bonding Paste (Dentsply Sirona, Sankin, Japan), Transbond MIP (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) + Transbond XT paste (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA), Fuji Ortho LC (GC America Inc, Chicago, IL), Transbond Plus SEP (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) + Transbond XT paste (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA), Smartbond LC Adheziv (Gestenco International, Goteborg, Sweden), Assure® Plus All Surface Bonding Resin (Reliance Orthodontic Products, Itasca, IL)

+ Assure Paste (Reliance Orthodontic Products, Itasca, IL), Brace Paste MTP (American Orthodontics, WI,USA)+ Brace Paste (American Orthodontics, WI,USA) ortodontik yapıştırıcıları kullanılarak firmalarının verdiği kullanım talimatlarına göre yapıştırıldı. Firma tarafından neme hassas olmadığı belirtilen yapıştırıcı gruplarında standardizasyon amacıyla pipet (Biohit Proline Mechanical Pipette, Sartorius, Helsinki, Finland) (Resim 4.20.a) kullanılarak 5 mikrolitre distile su damlatıldı ve yüzeyler nemli olarak bırakıldı (Resim 4.20.b). Braketler yapıştırılırken diş yüzeyinde, uzun aksa paralel ve diş orta 1/3'lüsünde olacak şekilde konumlandırıldı (Resim 4.19.b). Seramik yüzeylerde, test cihazındaki çelik uç ile braket uyumunun sağlanabilmesi için braketlerin insizali seramik bloğun tavan düzlemine paralel olacak şekilde konumlandırıldı (Resim 4.19.b). Polimerizasyon safhasında seramik yüzeylere ışık uygulanırken diğer yüzeyler alüminyum folyo ile kaplandı (Resim 4.20.c). Bu uygulama diğer yüzeylerde bulunan yapıştırıcının ışıktan etkilenmesini engellemek amacıyla yıpıldı. Kontrol ve çalışma gruplarında kullanılan 8 farklı adeziv, primer ve asit kombinasyonu aşağıda belirtildiği gibi uygulandı.



Resim 4.20. : Yüzeylerin nemlendirilmesi amacıyla kullanılan pipet (a), yüzeylerin nemlendirilmesi (b), seramik yüzeylerin folyo ile kaplanması (c)

1-Kontrol (XT): Transbond XT Primer (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) + Transbond XT Paste (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA)

-Transbond XT Primer (3M) uygulama fırçası ile yüzeye ince tabaka şeklinde sürüldü.

-Transbond XT Paste (3M) braket tabanına uygulandı.

-Diş yüzeyinde ve seramik yüzeyde uygun konuma getirilen braket, tabanına ve yüzeye yapıştırıcı penetrasyonunun sağlanması amacıyla sond ile bastırıldı. Daha sonra taşan yapıştırıcılar yine sond yardımıyla braket hareket ettirilmeden uzaklaştırıldı.

- Braketler meziyal ve distalden 3'er sn VALO Corded (Ultradent, South Jordan, UT) ile ışınlanarak ortodontik yapıştırıcı polimerize edildi.

2-PM: PrimeMaster LC Bonding Paste (Dentsply Sirona, Sankin, Japan)

- PrimeMaster LC Bonding Paste (Dentsply) braket tabanına uygulandı.

-Pipet (Biohit Proline Mechanical Pipette) kullanılarak yüzeylere 5 mikrolitre distile su damlatıldı ve ıslak bond çubuğuyla suyun yüzeyde yayıması sağlandı.

-Diş yüzeyinde ve seramik yüzeyde uygun konuma getirilen braket, tabanına ve yüzeye yapıştırıcı penetrasyonunun sağlanması amacıyla sond ile bastırıldı. Daha sonra taşan yapıştırıcılar yine sond yardımıyla braket hareket ettirilmeden uzaklaştırıldı.

- Braketler meziyal ve distalden 3'er sn VALO Corded (Ultradent, South Jordan, UT) ile ışınlanarak ortodontik yapıştırıcı polimerize edildi.

3-MIP: Transbond MIP (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) + Transbond XT paste (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA)

-3 damla Transbond MIP (3M) hazneye damlatıldı ve uygulama fırçası haznede doyruldu.

-Pipet (Biohit Proline Mechanical Pipette) kullanılarak yüzeylere 5 mikrolitre distile su damlatıldı ve ıslak bond çubuğuyla suyun yüzeyde yayıması sağlandı.

-Doyrulan uygulama fırçası ile nemli diş yüzeyine ve nemli seramik yüzeye kalın tabaka primer sürüldü ve hava spreyi dik tutularak yüzey 5 sn havayla nazikçe kurutuldu.

-Her yüzey için yeni bir fırça tekrar primerle ıslatıldı.

-Transbond XT Paste (3M) braket tabanına uygulandı.

-Diş yüzeyinde ve seramik yüzeyde uygun konuma getirilen braket, tabanına ve yüzeye yapıştırıcı penetrasyonunun sağlanması amacıyla sond ile bastırıldı. Daha sonra taşan yapıştırıcılar yine sond yardımıyla braket hareket ettirilmeden uzaklaştırıldı.

- Braketler meziyal ve distalden 3'er sn VALO Corded (Ultradent, South Jordan, UT) ile ışınlanarak ortodontik yapıştırıcı polimerize edildi.

4-FUJI: Fuji Ortho LC (GC America Inc, Chicago, IL)

-Soğuk cam üzerine 1 damla likit damaltıldı ve 1 küçük kaşık toz konuldu. Tozun yarısı likide eklenerek 10 sn boyunca karıştırıldıktan sonra kalan yarısı da eklendi ve 15 sn daha karıştırıldı.

- Karışım spatül ile braket tabanına uygulandı

-Pipet (Biohit Proline Mechanical Pipette) kullanılarak yüzeylere 5 mikrolitre distile su damlatıldı ve ıslak bond çubuğuyla suyun yüzeyde yayıması sağlandı.

-3 dk içinde diş yüzeyinde ve seramik yüzeyde uygun konuma getirilen braket, tabanına ve yüzeye yapıştırıcı penetrasyonunun sağlanması amacıyla sond ile bastırıldı. Daha sonra taşan yapıştırıcılar yine sond yardımıyla braket hareket ettirilmeden uzaklaştırıldı.

- Braketler meziyal ve distalden 3'er sn VALO Corded (Ultradent, South Jordan, UT) ile ışınlanarak ortodontik yapıştırıcı polimerize edildi.

5-SEP: Transbond Plus SEP (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA) + Transbond XT paste (3M/Unitek Dental products, Monrovia, Calif, USA)

- Transbond Plus SEP (3M) içeriğinde asit bulunduğundan diş yüzeyinin asitlenmesi için ayrı bir basamak gerekmemektedir.

-Aplikatör ucundaki hazneler patlatılarak aktive edildi. Aplikatör, haznesine dolan solüsyon içinde ileri-geri ve dairesel hareketlerle 5 sn ıslatıldı.

-Islanan aplikatörle diş yüzeyi ve seramik yüzey basınçlı ve devamlı 5 sn boyunca ovalandı.

-Her diş için aplikatör tekrar ıslatıldı. 2 dişte bir yeni paket aktive edildi.

-Pipet (Biohit Proline Mechanical Pipette) kullanılarak yüzeylere 5 mikrolitre distile su damlatıldı ve ıslak bond çubuğuyla suyun yüzeyde yayıması sağlandı.

-Primer 2 sn mezio-distal yönde nazikçe havayla inceltildi.

-Transbond XT Paste (3M) braket tabanına uygulandı.

-Diş yüzeyinde ve seramik yüzeyde uygun konuma getirilen braket, tabanına ve yüzeye yapıştırıcı penetrasyonunun sağlanması amacıyla sond ile bastırıldı. Daha sonra taşan yapıştırıcılar yine sond yardımıyla braket hareket ettirilmeden uzaklaştırıldı.

- Braketler meziyal ve distalden 3'er sn VALO Corded (Ultradent, South Jordan, UT) ile ışınlanarak ortodontik yapıştırıcı polimerize edildi.

6-SB: Smartbond LC Adhezive (Gestenco International, Goteborg, Sweden)

-Smartbond LC Adhezive (Gestenco) braket tabanına uygulandı.

-Pipet (Biohit Proline Mechanical Pipette) kullanılarak yüzeylere 5 mikrolitre distile su damlatıldı ve ıslak bond çubuğuyla suyun yüzeyde yayıması sağlandı.

-20 sn içinde diş yüzeyinde ve seramik yüzeyde uygun konuma getirilen braket, tabanına ve yüzeye yapıştırıcı penetrasyonunun sağlanması amacıyla sond ile bastırıldı. Daha sonra taşan yapıştırıcılar yine sond yardımıyla braket hareket ettirilmeden uzaklaştırıldı.

- Braketler meziyal ve distalden 3'er sn VALO Corded (Ultradent, South Jordan, UT) ile ışınlanarak ortodontik yapıştırıcı polimerize edildi.

7-ASS: Assure® Plus All Surface Bonding Resin (Reliance Orthodontic Products, Itasca, IL) + Assure Paste (Reliance Orthodontic Products, Itasca, IL)

-Pipet (Biohit Proline Mechanical Pipette) kullanılarak yüzeylere 5 mikrolitre distile su damlatıldı ve ıslak bond çubuğuyla suyun yüzeyde yayıması sağlandı.

- Assure® Plus All Surface Bonding Resin (Reliance) tek katsürüldü ve hava spreyi dik tutularak yüzey 5 sn havayla nazikçe kurutuldu.

- Assure Paste (Reliance) braket tabanına uygulandı.

-Diş yüzeyinde ve seramik yüzeyde uygun konuma getirilen braket, tabanına ve yüzeye yapıştırıcı penetrasyonunun sağlanması amacıyla sond ile bastırıldı. Daha sonra taşan yapıştırıcılar yine sond yardımıyla braket hareket ettirilmeden uzaklaştırıldı.

- Braketler meziyal ve distalden 3'er sn VALO Corded (Ultradent, South Jordan, UT) ile ışınlanarak ortodontik yapıştırıcı polimerize edildi.

8-BP: Brace Paste MTP (American Orthodontics, WI,USA) + Brace Paste (American Orthodontics, WI,USA)

-3 damla Brace Paste MTP (American Orthodontics) hazneye damlatıldı ve uygulama fırçası haznede doyruldu.

-Pipet (Biohit Proline Mechanical Pipette) kullanılarak yüzeylere 5 mikrolitre distile su damlatıldı ve ıslak bond çubuğuyla suyun yüzeyde yayıması sağlandı.

-Doyrulan uygulama fırçası ile nemli diş yüzeyine ve nemli seramik yüzeye kalın tabaka primer sürüldü ve hava spreyi dik tutularak yüzey 5 sn havayla nazikçe kurutuldu.

-Her yüzey için yeni bir fırça tekrar primerle ıslatıldı.

-Brace Paste (American Orthodontics) braket tabanına uygulandı.

-Diş yüzeyinde ve seramik yüzeyde uygun konuma getirilen braket, tabanına ve yüzeye yapıştırıcı penetrasyonunun sağlanması amacıyla sond ile bastırıldı. Daha sonra taşan yapıştırıcılar yine sond yardımıyla braket hareket ettirilmeden uzaklaştırıldı.

-Braketler meziyal ve distalden 3'er sn VALO Corded (Ultradent, South Jordan, UT) ile ışınlanarak ortodontik yapıştırıcı polimerize edildi.

4.2.6.Termal siklus

Braket yapıştırılan örnekler 24 saat süreyle etüvde 37 ^{0}C distile su içinde bekletildikten sonra termal stres uygulamak amacıyla 5 ^{0}C ve 55 ^{0}C sabit sıcaklıklarda tutulan su tanklarında 500 kere, 20'şer sn bekletilerek döngü tekrarlandı (Resim 3.21). Tanklar arası örneklerin transfer süresi ise 10'ar sn olacak şekilde ayarlandı. Böylece örnekler test edilmeden önce ağız ortamı taklit edilmiş oldu.

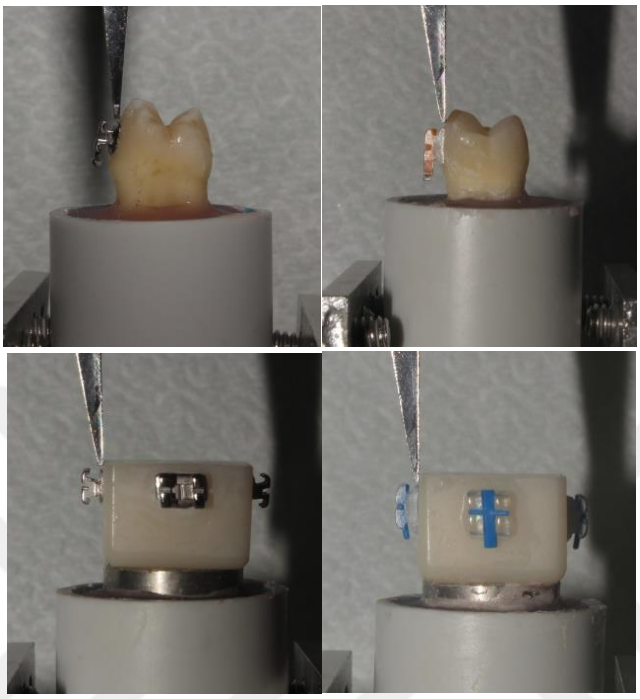


Resim 4.21. : Örneklere termal stres uygulanması

4.2.7.Bağlanma dayanımı değerlerinin ölçümü

Braketlerin bağlanma dayanımı ölçümü Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Adeziv Araştırma Grubu laboratuvarında bulunan Precision Universal/Tensile Tester AGS-X Series (SHIMADZU, Kyoto, Japan) test cihazı ile yapılmıştır. Makaslama kuvvetinin moment oluşturmadan, diş ve seramik yüzeylerine en yakın braket bölgesinden uygulanabilmesi için özel ince çelik uç hazırlanmış ve testlerde bu uç kullanılmıştır. Özel hazırlanan uç ile braketlerin okluzal kenarına dik, uzun akslarına parelel olacak şekilde 1mm/dk hızla braket kopana kadar kuvvet uygulanmıştır (Resim 4.22). Kopma gerçekleştiği andaki kuvvet değerleri TRAPEZIUMX bilgisayar yazılımı kullanılarak Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir. Braket alanı farklılıklarından oluşacak bağlanma dayanımı değişimlerini ortadan kaldırmak amacıyla Newton cinsinde elde edilen değerler braket taban alanına bölünerek Megapaskal'a (MPa) dönüştürülmüştür. Braket taban alanı değerleri üretici firmadan öğrenilen bilgiler ışığında seramik sağ üst santral

braket taban alanı 14,61 mm^2 , metal sağ üst santral braket taban alanı 11,07 mm^2 , seramik sağ üst premolar braket taban alanı 13,94 mm^2, metal sağ üst premolar braket taban alanı 11,05 mm^2 olarak işleme alınmıştır.



Resim 4.22. : Çelik uç ile braketlere kuvvet uygulanması

4.2.8.Artık yapıştırıcı miktarının değerlendirilmesi

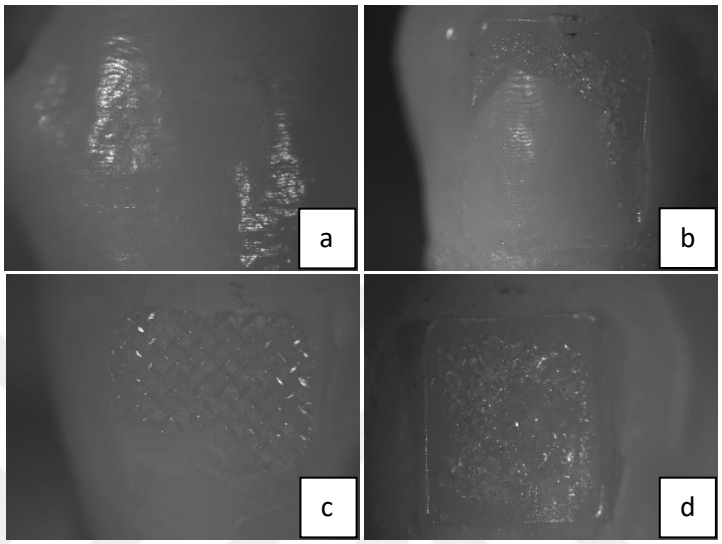
Bağlanma dayanımı testleri tamamlandıktan sonra Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Adeziv Araştırma Grubu laboratuvarında bulunan stereomikroskop (Leica M60, Leica Microsystems, Heerbrugg, Switzerland) yardımıyla 20x büyütmede diş ve porselen yüzeylerinde kalan artık yapıştırıcı miktarı ve ayrılma tipi değerlendirilmiş böylece yüzey ile braket arasında kopmanın nereden gerçekleştiğine bakılmıştır. Çalışmamızda artık yapıştırıcı miktarının değerlendirilmesi için Bergland ve Artun tarafından tamımlanan, 0 ile 3 arasında puanlama yaptıkları skorlama yöntemi kullanılmıştır (300). Bu skorlama yöntemine göre;

Skor 0 = Diş üzerinde yapıştırıcının hiç kalmaması (Resim 4.23.a),

Skor 1 = Yapıştırıcının yarısından daha azının diş üzerinde kalması (Resim 4.23.b),

Skor 2 = Yapıştırıcının yarısından fazlasının diş üzerinde kalması (Resim 4.23.c),

Skor 3= Tüm yapıştırıcının diş üzerinde kalmasıdır (Resim 4.23.d).



Resim 4.23. : ARI Skor 0 (a), ARI Skor 1 (b), ARI Skor 2 (c), ARI Skor 3 (d)

Ayrılma tipi değerlendirilirken;

AY: Seramik veya diş yüzeyinde kırık olmaksızın yüzeyde yapıştırıcı artığının bulunmaması, tüm yapıştırıcının braket tabanında kalması

KR: Rezinin bir kısmının seramik veya diş yüzeyinde, bir kısmının braket tabanında kalması

AB: Tüm rezinin seramik veya diş yüzeyinde kalması

KY: Seramik veya diş yüzeyinde koheziv kırık

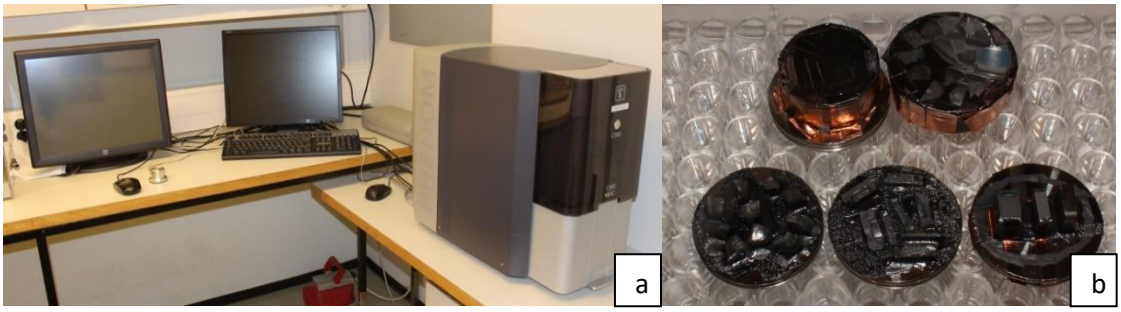
KB: Braket kırığı

4.2.9.Örneklerin taramalı elektron mikroskobu (SEM) için hazırlanması ve incelenmesi

Bağlanma dayanımı testi ve artık yapıştırıcı skorlaması tamamlandıktan sonra her bir yapıştırıcıdan seçilen ve yüzey işlemleri yapılmış (asitlenmiş, kumlanmış, cilalanmış) farklı örnekler Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Adeziv

Araştırma Grubu laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (Phenom ProX Desktop, Phenom-World BV, Eindhoven, The Netherlands) ile incelenmek üzere hazırlanmıştır (Resim 4.23.a). Bu inceleme diş/seramiğe yapılan yüzey işlemlerinin değerlendirilmesi ve yapıştırıcıların yapısal unsurlarını gözlemlemek amacıyla yapılmıştır.

SEM ile inceleme için örnek hazırlığı, dişlerin ve seramiklerin su soğutmalı testere ile parçalanmasıyla başlamıştır. Kesilen parçalar ultrasonik su banyosunda 10 dk temizlendikten sonra braketlerin yapıştırıldığı veya işlem görmüş yüzeyleri içeren örneklerden kesit yüzeyi incelenecekler epoksi rezine gömülmüş, diğerleri ise alüminyum levhaya doğrudan yapıştırılmıştır. Epoksi rezine gömülen örnekler farklı grenlerde su zımparaları ve son aşamasında elmas partiküllü polisaj pastası kullanılarak parlatılmış ve 10 dk ultrasonik su banyosunda bekletilmiştir. Temizlenen örnekler iletken yapıştırıcı ile tablaya tutturulmuştur. İletkenin yeterli olmayacağı durumlarda ise bakır levha yerleştirilmiştir. 24 saat süreyle desikatörde bekletililen örnekler karbon kaplanmış ve SEM ile incelenene kadar desikatörde muhafaza edilmiştir (Resim 4.23.b). Daha sonra Phenom ProX Desktop SEM kullanılarak farklı büyütmelerde inelenmiştir.



Resim 4.24. : Örneklerin incelenmesi için kullanılan SEM (a), SEM ile incelenmek üzere hazırlanan örnekler (b)

4.2.10.İstatistiksel analiz

Yapılan çalışmanın istatistiksel hesaplamaları için IBM SPSS Statistics programı kullanıldı. Bağlanma değerlerinin gruplar arası karşılaştırmaları bağımsız örneklem t testi ve tek yönlü varyans analizi, grup içi karşılaştırmalarda ise post-hoc Tukey testi, Dunnett ve Levene's testleri uygulandı. ARI skorlarının istatistiksel analizi için Ki-Kare testi kullanıldı.

5.BULGULAR

5.1.Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

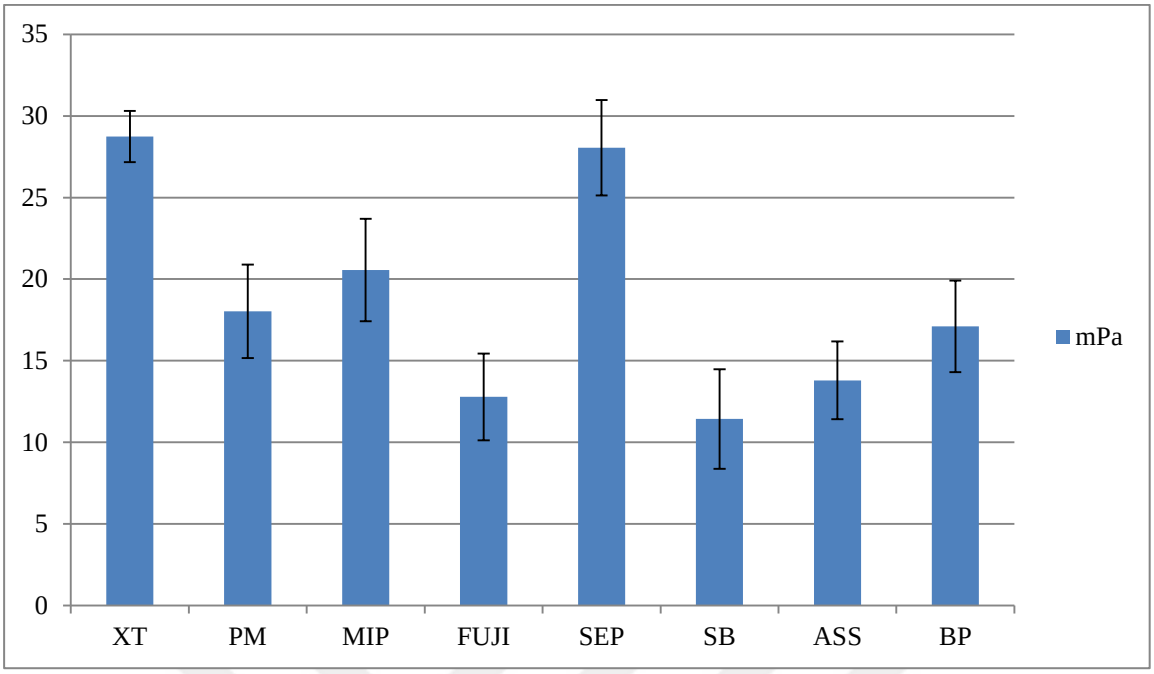
5.1.1. Yapıştırıcılara göre diş yüzeyinde metal braketlerin bağlanma dayanımı bulguları

Metal braketlerin diş yüzeyine yapıştırılmasında kullanılan 8 farklı yapıştırıcı grubuna ait bağlanma dayanımlarının ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri MPa cinsinden Tablo 5.1'de ve Şekil 5.1'de verilmiştir. Varyans analizi (ANOVA) testi sonuçlarına göre metal braketlerin diş yüzeyine yapıştırıldığı 8 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Gruplar arasındaki farkın hangi gruptan kaynaklandığı ise Post Hoc Tukey HSD testi kullanılarak yorumlanmış ve Tablo 5.2' de belirtilmiştir.

Tablo 5.1. : Diş yüzeyinde metal baketlerin ortalama bağlanma dayanımları (MPa)

Diş Y./Mtl B.				
Gruplar	**n**	**Ort.**	**Std. Sapma**	**Std. Hata**
XT	12	28,73868	1,566358	,452169
PM	12	18,02461	2,857671	,824939
MIP	12	20,55636	3,138836	,906104
FUJI	12	12,78503	2,653475	,765992
SEP	12	28,04532	2,919884	,842898
SB	12	11,42933	3,055689	,882102
ASS	12	13,80054	2,384133	,688240
BP	12	17,10528	2,811406	,811583
Toplam	96	18,81064	6,746810	,688593

n: Örnek sayısı, **Ort:** Ortalama bağlanma dayanımı, **Std. Sapma:** Standart sapma, **Std. Hata:** Standart hata, **Diş Y:** Diş Yüzeyi, **Mtl B:** Metal braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, ASS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu



Şekil 5.1. : Diş yüzeyinde metal braketlerin yapıştırıcılara göre ortalama bağlanma dayanımlarının ve standart sapma değerlerinin (MPa) grafiği

Tablo 5.2. : Diş yüzeyinde metal braketlerin yapıştırıcı grupları arasındaki anlamlılık düzeyleri

GRUPLAR Diş Y./Mtl B.	XT	PM	MIP	FUJI	SEP	SB	ASS	BP
XT		***	***	***	ns	***	***	***
PM			ns	***	***	***	*	ns
MIP				***	***	***	***	*
FUJI					***	ns	ns	*
SEP						***	***	***
SB							ns	***
ASS								ns
BP								

ns (anlamlı değil) : $p \geq .05$, * : $p < .05$, ** : $p \leq .001$, *** : $p \leq .0001$, **Diş Y:** Diş Yüzeyi, **Mtl B:** Metal braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, ASS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu

-Kontrol grubu (XT) ve SEP grubu en yüksek ortalama bağlanma değerlerine sahiptir ve iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Diğer gruplar XT ve SEP gruplarından anlamlı şekilde farklıdır.

-MIP grubu sırasıyla PM ve BP gruplarından daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir. MIP grubu ile PM grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Fakat MIP grubu BP grubundan istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. PM grubu ile BP grubu ise bağlanma değerleri açısından birbirleriyle anlamlı bulunmamıştır.

-En düşük değerler ASS, FUJI ve SB gruplarına aittir. Bu üç grup arasında ortalama bağlanma değerleri ASS > FUJI > SB şeklinde sıralanmasına karşın aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. BP grubu ise bu üç gruptan daha yüksek bağlanma değeri göstermiş olmasına rağmen sadece ASS grubuyla aralarındaki fark anlamlı değildir.

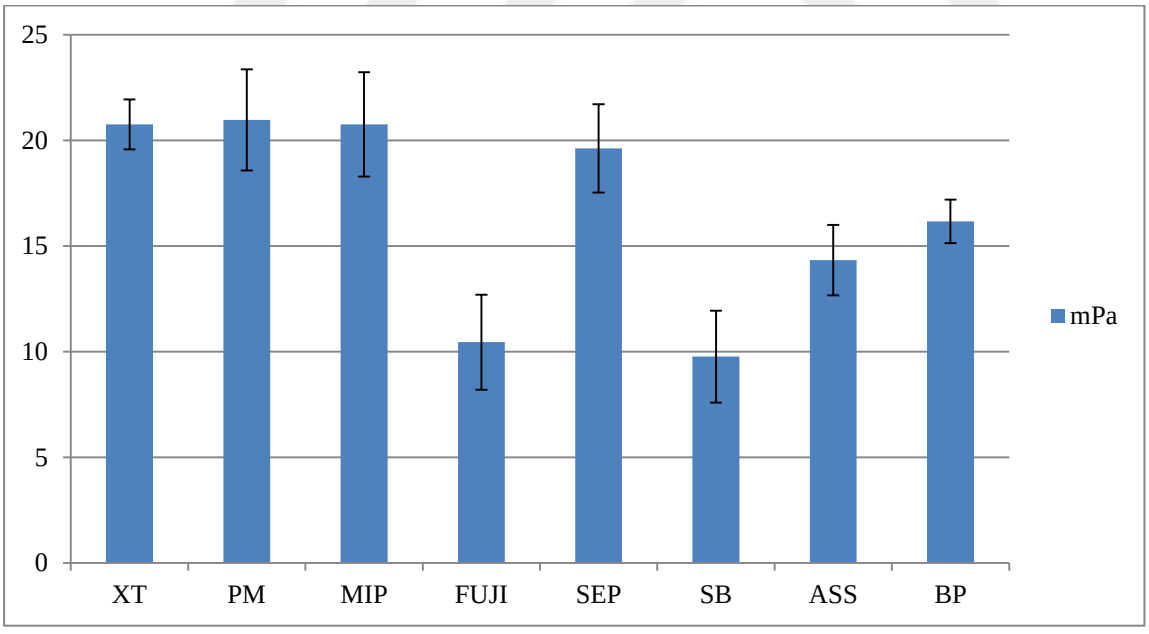
5.1.2.Yapıştırıcılara göre diş yüzeyinde safir braketlerin bağlanma dayanımı bulguları

Safir braketlerin diş yüzeyine yapıştırılmasında kullanılan 8 farklı yapıştırıcı grubuna ait bağlanma dayanımlarının ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri MPa cinsinden Tablo 5.3'te ve Şekil 5.2' de verilmiştir. Varyans analizi (ANOVA) testi sonuçlarına göre metal braketlerin diş yüzeyine yapıştırıldığı 8 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Gruplar arasındaki farkın hangi gruptan kaynaklandığı ise Post Hoc Tukey HSD testi kullanılarak yorumlanmış ve Tablo 5.4' te belirtilmiştir.

Tablo 5.3. : Diş yüzeyinde safir baketlerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri

Diş Y./Sfr B.				
Gruplar	**n**	**Ort.**	**Std. Sapma**	**Std. Hata**
XT	12	20,74705	1,182409	,341332
PM	12	20,96759	2,392109	,690542
MIP	12	20,75231	2,466311	,711963
FUJI	12	10,44098	2,249735	,649443
SEP	12	19,62010	2,089032	,603052
SB	12	9,76209	2,173224	,627356
ASS	12	14,32846	1,662091	,479804
BP	12	16,16267	1,027328	,296564
Toplam	96	16,59766	4,784845	,488351

n: Örnek sayısı, **Ort:** Ortalama bağlanma dayanımı, **Std. Sapma:** Standart sapma, **Std. Hata:** Standart hata, **Diş Y:** Diş Yüzeyi, **Sfr B:** Safir braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, ASS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu



Şekil 5.2.: Diş yüzeyinde safir baketlerin yapıştırıcılara göre ortalama bağlanma dayanımlarının ve standart sapma değerlerinin (MPa) grafiği

Tablo 5.4. : Diş yüzeyinde safir braketlerin yapıştırıcı grupları arasındaki anlamlılık düzeyleri

GRUPLAR Diş Y./Sfr B.	XT	PM	MIP	FUJI	SEP	SB	ASS	BP
XT		**ns**	**ns**	***	**ns**	***	***	***
PM			**ns**	***	**ns**	***	***	***
MIP				***	**ns**	***	***	***
FUJI					***	**ns**	***	***
SEP						***	***	**
SB							***	***
ASS								**ns**
BP								

ns (anlamlı değil) : $p \geq .05$, * : $p < .05$, ** : $p \leq .001$, *** : $p \leq .0001$, **Diş Y:** Diş Yüzeyi, **Sfr B:** Safir braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, ASS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu

-XT, PM, MIP ve SEP grupları en yüksek ortalama bağlanma değerlerine sahiptir ve bu dört yapıştırıcı arasındaki fark anlamlı değildir. Diğer gruplar bu dört gruptan anlamlı şekilde farklıdır.

-BP ile ASS grupları arasında BP lehine olan bağlanma değeri farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir.

-En düşük bağlanma değerleri FUJI ve SB gruplarına aittir ve bu iki grup istatistiksel olarak birbirlerinden farklı değildir.

5.1.3.Yapıştırıcılara göre seramik yüzeyde metal braketlerin bağlanma dayanımı bulguları

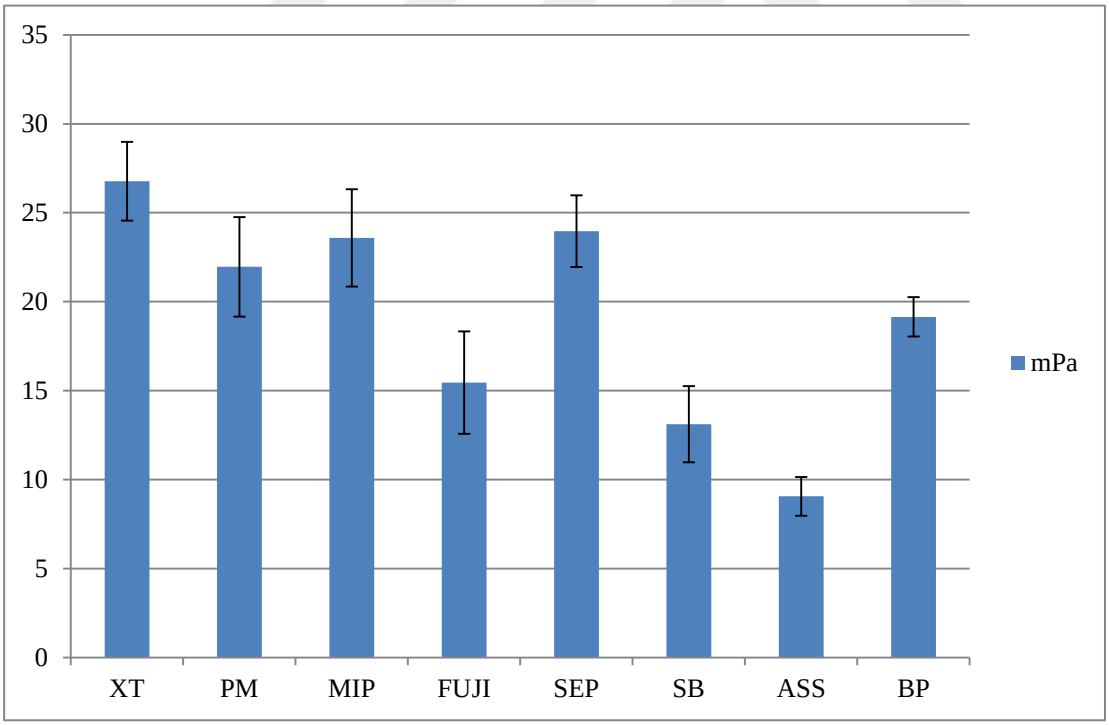
Metal braketlerin seramik yüzeye yapıştırılmasında kullanılan 8 farklı yapıştırıcı grubuna ait bağlanma dayanımlarının ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri MPa cinsinden Tablo 5.5' te ve Şekil 5.3' te verilmiştir. Varyans analizi (ANOVA) testi sonuçlarına göre metal braketlerin seramik yüzeye yapıştırıldığı 8 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Gruplar arasındaki farkın hangi gruptan kaynaklandığı ise Post Hoc Tukey HSD testi kullanılarak yorumlanmış ve Tablo 5.6' da belirtilmiştir.

Tablo 5.5. : Seramik yüzeyde metal baketlerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri

Ser Y./Mtl B.

Gruplar	n	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata
XT	12	26,76967	2,211559	,638422
PM	12	21,95888	2,793223	,806334
MIP	12	23,58439	2,741596	,791431
FUJI	12	15,45104	2,882154	,832006
SEP	12	23,96348	2,018832	,582787
SB	12	13,10952	2,139794	,617705
ASS	12	9,05604	1,086310	,313591
BP	12	19,14671	1,106749	,319491
Toplam	96	19,12997	6,126197	,625252

n: Örnek sayısı, **Ort:** Ortalama bağlanma dayanımı, **Std. Sapma:** Standart sapma, **Std. Hata:** Standart hata, **Ser Y:** Seramik yüzey, **Mtl B:** Metal braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, ASS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu



Şekil 5.3. : Seramik yüzeyde metal baketlerin yapıştırıcılara göre ortalama bağlanma dayanımlarının ve standart sapma değerlerinin (MPa) grafiği

Tablo 5.6. : Seramik yüzeyde metal braketlerin yapıştırıcı grupları arasındaki anlamlılık düzeyleri

GRUPLAR Ser Y./Mtl B.	XT	PM	MIP	FUJI	SEP	SB	ASS	BP
XT		***	*	***	ns	***	***	***
PM			ns	***	ns	***	***	ns
MIP				***	ns	***	***	***
FUJI					***	ns	***	*
SEP						***	***	***
SB							**	***
ASS								***
BP								

ns (anlamlı değil) : $p \geq .05$, * : $p < .05$, ** : $p \leq .001$, *** : $p \leq .0001$, **Ser Y:** Seramik Yüzeyi, **Mtl B:** Metal braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, ASS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu

-XT grubu diğer tüm gruplardan yüksek bağlanma değerleri göstermiştir. Fakat SEP grubuyla farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir.

-SEP grubu sırasıyla MIP ve PM gruplarından daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir. Fakat bu üç grup arasında bağlanma değerleri açısından fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

-PM ile BP grupları arasında BP lehine olan bağlanma değeri farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir. PM ve BP grupları FUJI ve SB gruplarından istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma değerlerine sahiptir. FUJI ile SB grupları istatistiksel olarak birbirlerinden farklı değildir.

-En düşük değerler ASS grubuna aittir ve bu grup diğer gruplardan istatistiksel olarak farklıdır.

5.1.4.Yapıştırıcılara göre seramik yüzeyde safir braketlerin bağlanma dayanımı bulguları

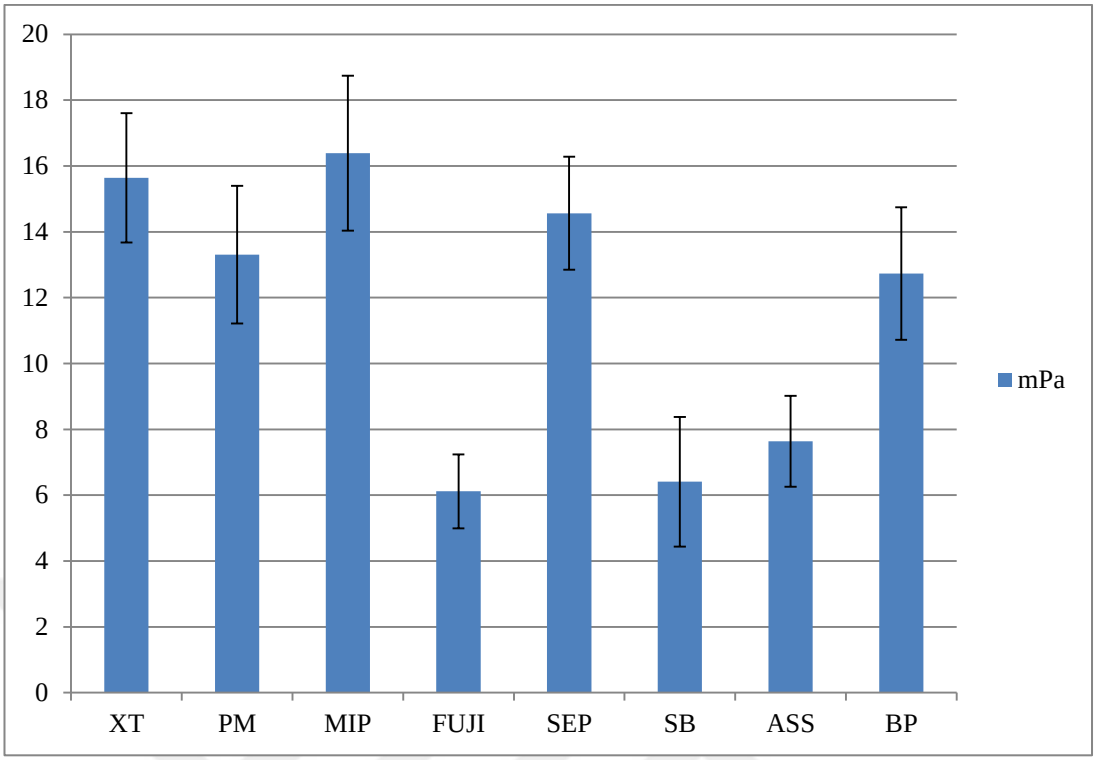
Safir braketlerin seramik yüzeye yapıştırılmasında kullanılan 8 farklı yapıştırıcı grubuna ait bağlanma dayanımlarının ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri MPa cinsinden Tablo 5.7'de ve Şekil 5.4' te verilmiştir. Varyans analizi (ANOVA) testi sonuçlarına göre safir braketlerin seramik yüzeyine yapıştırıldığı 8 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Gruplar arasındaki farkın hangi gruptan kaynaklandığı ise Post Hoc Tukey HSD testi kullanılarak yorumlanmış ve Tablo 5.8' de belirtilmiştir.

Tablo 5.7. : Seramik yüzeyde safir baketlerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri

Ser Y./Sfr B.

Gruplar	n	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata
XT	12	15,64004	1,967488	,567965
PM	12	13,30595	2,089338	,603140
MIP	12	16,38744	2,352518	,679114
FUJI	12	6,11751	1,122767	,324115
SEP	12	14,56131	1,715957	,495354
SB	12	6,40620	1,970341	,568788
ASS	12	7,63735	1,379689	,398282
BP	12	12,73029	2,015893	,581938
Toplam	96	11,59826	4,359254	,444915

n: Örnek sayısı, **Ort:** Ortalama bağlanma dayanımı, **Std. Sapma:** Standart sapma, **Std. Hata:** Standart hata, **Ser Y:** Seramik yüzey, **Sfr B:** Safir braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, ASS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu



Şekil 5.4. : Seramik yüzeyde safir baketlerin yapıştırıcılara göre ortalama bağlanma dayanımlarının ve standart sapma değerlerinin (MPa) grafiği

Tablo 5.8. : Seramik yüzeyde safir braketlerin yapıştırıcı grupları arasındaki anlamlılık düzeyleri

GRUPLAR Ser Y./Sfr B.	XT	PM	MIP	FUJI	SEP	SB	ASS	BP
XT		**ns**	**ns**	*******	**ns**	*******	*******	*****
PM			*****	*******	**ns**	*******	*******	**ns**
MIP				*******	**ns**	*******	*******	*******
FUJI					*******	**ns**	**ns**	*******
SEP						*******	*******	**ns**
SB							**ns**	*******
ASS								*******
BP								

ns (anlamlı değil) : $p \geq .05$, * : $p < .05$, ** : $p \leq .001$, *** : $p \leq .0001$, **Ser Y:** Seramik Yüzeyi, **Sfr B:** Safir braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, ASS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu

-En yüksek bağlanma dayanımı değerleri MIP, XT ve SEP gruplarına aittir. MIP sırasıyla XT ve SEP gruplarından daha yüksek bağlanma değerleri göstermesine karşın bu üç grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

-XT grubu sırasıyla SEP, PM ve BP gruplarından daha yüksek bağlanma değerleri göstermektedir. Ancak XT, SEP ve PM grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. SEP, PM ve BP grupları arasındaki bağlanma değerleri farkı da istatistiksel olarak anlamlı olmamasına rağmen XT istatistiksel olarak BP grubundan farklıdır.

-En düşük değerler ASS, FUJI ve SB gruplarına aittir. Bu üç grup arasında ortalama bağlanma değerleri AS > FUJI > SB şeklinde sıralanmasına karşın aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

5.2.Artık Yapıştırıcı Skorları ile İlgili Bulgular

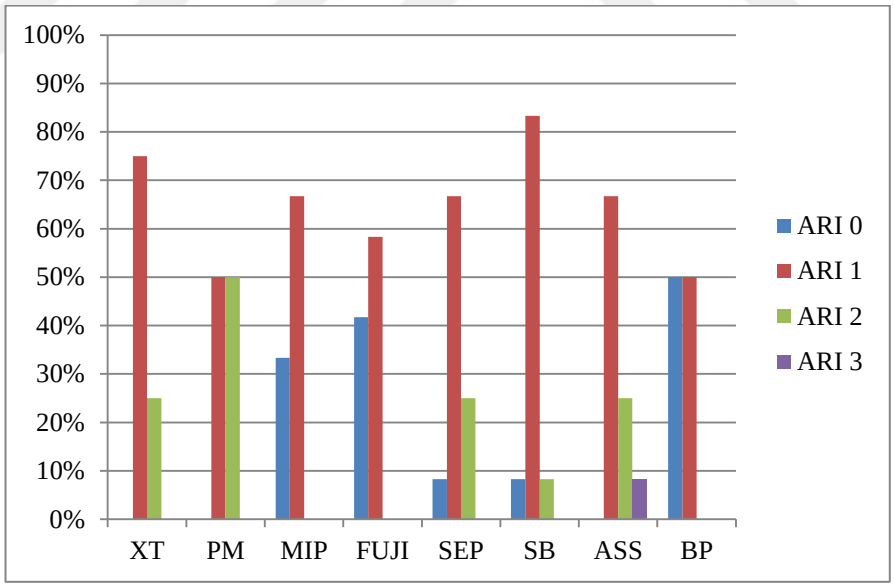
5.2.1.Diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı skoru bulguları

Metal braketlerin makaslama testi sonrası diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı skorlarının dağılımı Tablo 5.9’ da ve Şekil 5.5’ te , safir braketlerin diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı skorlarının dağılımı ise Tablo 5.11’ da ve Şekil 5.6’ da verilmiştir. Artık yapıştırıcı skorları metal ve safir braket gruplarında kendi içinde ve yapıştırıcı alt gruplarına göre kıyaslanmıştır. Yapıştırıcı grupları arasındaki farkların değerlendirilmesinde Ki-Kare testi uygulanmıştır. Gruplar arasında istatiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($P < 0,05$). Diş yüzeyinde metal braketler için ayrılma tipleri Tablo 5.10, safir braketler için ayrılma tipleri Tablo 5.12’ de verilmiştir.

Tablo 5.9.: Metal braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre diş yüzeyindeki ARI skorları dağılımı ve gruplar arası farklılıklar

Diş Y./Mtl B.	ARI skorları ve Yüzdeleri				**n**	**P < 0,05**
Yapıştırıcı	**ARI 0**	**ARI 1**	**ARI 2**	**ARI 3**		
(1) XT	0 (%0)	9 (%75)	3 (%25)	0 (%0)	12	(3),(4),(8)
(2) PM	0 (%0)	6 (%50)	6 (%50)	0 (%0)	12	(3),(4),(8)
(3) MIP	4 (%33,3)	8 (%66,7)	0 (%0)	0 (%0)	12	(1),(2),(7)
(4) FUJI	5 (%41,7)	7 (%58,3)	0 (%0)	0 (%0)	12	(1),(2),(7)
(5) SEP	1 (%8,3)	8 (%66,7)	3 (%25)	0 (%0)	12	(8)
(6) SB	1 (%8,3)	10 (%83,3)	1 (%8,3)	0 (%0)	12	ns
(7) ASS	0 (%0)	8 (%66,7)	3 (%25)	1 (%8,3)	12	(3),(4),(8)
(8) BP	6 (%50)	6 (%50)	0 (%0)	0 (%0)	12	(1),(2), (5),(7)
Toplam	17 (%17,7)	62 (%64,6)	16 (%16,7)	1 (%1)	96	
Ki-Kare: 44,918			**P değeri: 0,002**			

n: Örnek sayısı, **Diş Y:** Diş yüzeyi, **Mtl B:** Metal braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, ASS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu, **P** < 0,05**:** İstatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülen gruplar



Şekil 5.5. : Metal braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre diş yüzeyindeki ARI skorları dağılım grafiği

Metal braketlerin diş yüzeylerine yapıştırıldığı grupların ARI Skorları değerlendirildiğinde PM ve BP grupları dışında kalan tüm yapıştırıcı gruplarında yoğunlaşmalar ARI 1 skorunda gözlenmiştir. PM grubu skorlarında ARI 1 ve ARI 2 dağılımları eşittir. BP grubunda ise ARI 0 ve ARI 1 skor dağılımlarının eşit olduğu

görülmüştür. ARI 3 skoru ASS grubunun bir örneği dışında hiçbir yapıştırıcı grubunda gözlenmemiştir.

XT, PM ve ASS gruplarının ARI skor dağılımı istatistiksel olarak MIP, FUJI ve BP gruplarından anlamlı şekilde farklı bulunmuştur. SEP grubu sadece BP grubu ile farklılık göstermiştir. SB grubunun ARI skor dağılımının farklılığı herhangi bir grupla anlamlı değildir.

Tablo 5.10.: Metal braketlerin diş yüzeyinde görülen ayrılma tiplerinin dağılımı

Diş Y./Mtl B.	Ayrılma tipleri				
Yapıştırıcı	**AY**	**KR**	**AB**	**KY**	**KB**
XT	0 (%0)	6 (%50)	0 (%0)	6 (%50)	0 (%0)
PM	0 (%0)	11 (%91,7)	0 (%0)	1 (%8,3)	0 (%0)
MIP	2 (%16,6)	5 (%41,7)	0 (%0)	5 (%41,7)	0 (%0)
FUJI	5 (%41,7)	7 (%58,3)	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)
SEP	0 (%0)	6 (%50)	0 (%0)	6 (%50)	0 (%0)
SB	1 (%8,3)	11 (%91,7)	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)
ASS	0 (%0)	11 (%66,7)	1 (%8,3)	0 (%0)	0 (%0)
BP	4 (%33,3)	6 (%50)	0 (%0)	2 (%16,6)	0 (%0)

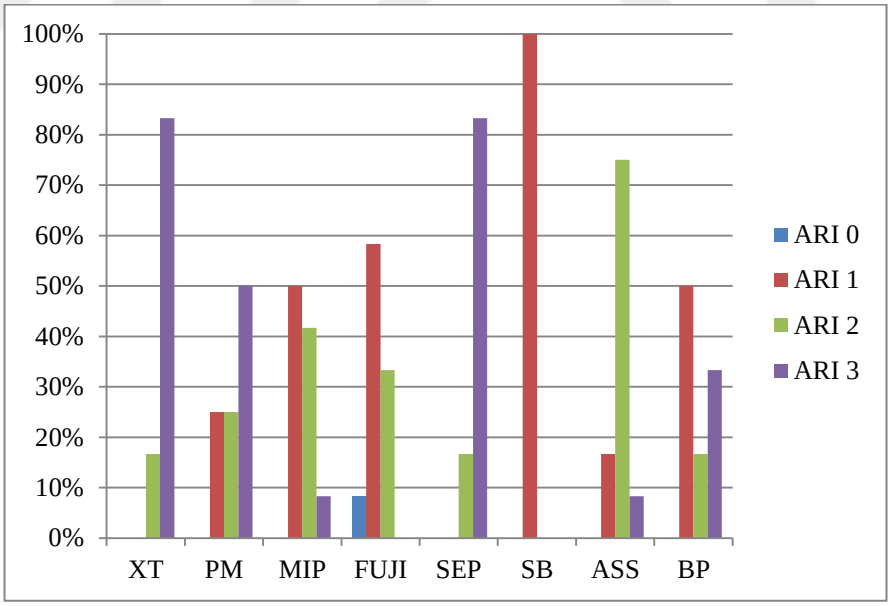
AY: Seramik veya diş yüzeyinde kırık olmaksızın yüzeyde yapıştırıcı artığının bulunmaması, tüm yapıştırıcının braket tabanında kalması, **KR:** Rezinin bir kısmının seramik veya diş yüzeyinde, bir kısmının braket tabanında kalması, **AB**: Tüm rezinin seramik veya diş yüzeyinde kalması, **KY**: Seramik veya diş yüzeyinde koheziv kırık, **KB**: Braket kırığı

Metal braketlerin makaslama kuvveti sonrası diş yüzeyinden ayrılma tipleri genel olarak değerlendirildiğinde en çok koheziv rezin ve koheziv yüzey (mine) kırığına rastlanmıştır. Braket ile rezin arasında adeziv ayrılma sadece ASS grubunun 1 örneğinde tespit edilmiştir. XT ve SEP yapıştırıcıları uygulanan örneklerin yarısında mine yüzeyinde koheziv kırık gözlenmiştir. MIP yapıştırıcısında 5 örnekte, BP yapıştırıcısında 2 örnekte ve PM yapıştırıcısında ise 1 örnekte koheziv mine kırığı gözlenirken diğer yapıştırıcı gruplarında herhangi bir mine hasarına rastlanmamıştır.

Tablo 5.11.: Safir braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre diş yüzeyindeki ARI skorları dağılımı ve gruplar arası farklılıklar

Diş Y./Sfr B.	ARI skorları ve Yüzdeleri				**n**	**P < 0,05**
Yapıştırıcı	**ARI 0**	**ARI 1**	**ARI 2**	**ARI 3**		
(1) XT	0 (%0)	0 (%0)	2 (%16,7)	10 (%83,3)	12	(3),(4),(6),(7),(8)
(2) PM	0 (%0)	3 (%25)	3 (%25)	6 (%50)	12	(4),(6),(7)
(3) MIP	0 (%0)	6 (%50)	5 (%41,7)	1 (%8,3)	12	(1),(5),(6)
(4) FUJI	1 (%8,3)	7 (%58,3)	4 (%33,3)	0 (%0)	12	(1),(2),(5),(6)
(5) SEP	0 (%0)	0 (%0)	2 (%16,7)	10 (%83,3)	12	(3),(4),(6),(7),(8)
(6) SB	0 (%0)	12 (%100)	0 (%0)	0 (%0)	12	(1),(2),(3),(4),(5),(7),(8)
(7) ASS	0 (%0)	2 (%16,7)	9 (%75)	1 (%8,3)	12	(1),(2),(5),(6),(8)
(8) BP	0 (%0)	6 (%50)	2 (%16,7)	4 (%33,3)	12	(1),(5),(6),(7)
Toplam	1 (%1)	36 (%37,5)	27 (%28,1)	32 (%33,3)	96	
Ki-Kare: 79,648			**P değeri: 0,000**			

n: Örnek sayısı, **Diş Y:** Diş yüzeyi, **Sfr B:** Safir braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, AS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu, **P** < 0,05**:** İstatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülen gruplar



Şekil 5.6. : Safir braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre diş yüzeyindeki ARI skorları dağılım grafiği

Safir braketlerin diş yüzeylerine yapıştırıldığı grupların ARI Skorları değerlendirildiğinde; XT, PM ve SEP yapıştırıcılarının ARI 3, ASS yapıştırıcısının ARI 2, FUJI, MIP, SB ve BP yapıştırıcılarının ise ARI 1 de yoğunlaştığı gözlenmiştir. ARI 0 skoru FUJI grubunun bir örneği dışında hiçbir yapıştırıcı grubunda gözlenmemiştir.

XT ve SEP gruplarının ARI skorlarının dağılımları aynı olduğu gözlenmiştir. Bu iki yapıştırıcı PM yapıştırıcısı dışında diğer tüm gruplarla istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. PM yapıştırıcısı FUJI, SB ve ASS gruplarıyla farklılık göstermiştir. MIP, FUJI, ASS ve BP yapıştırıcılarının dağılımı XT, SEP ve SB yapıştırıcılarından farklı olduğu görülmüştür. SB yapıştırıcısının ise skor dağılımı diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde farklılık göstermiştir.

Tablo 5.12.: Safir braketlerin diş yüzeyinde görülen ayrılma tiplerinin dağılımı

Diş Y./Sfr B.	Ayrılma tipleri				
Yapıştırıcı	**AY**	**KR**	**AB**	**KY**	**KB**
XT	0 (%0)	2 (%16,6)	9 (%75)	0 (%0)	1 (%8,3)
PM	0 (%0)	4 (%33,3)	6 (%50)	0 (%0,0)	2 (%16,6)
MIP	0 (%0)	7 (%58,3)	0 (%0)	3 (%25)	2 (%16,6)
FUJI	0 (%0)	11 (%91,7)	0 (%0)	0 (%0)	1 (%8,3)
SEP	0 (%0)	2 (%16,6)	6 (%50)	0 (%0)	4 (%33,3)
SB	0 (%0)	11 (%91,7)	0 (%0)	0 (%0)	1 (%8,3)
ASS	0 (%0)	8 (%66,7)	1 (%8,3)	0 (%0)	3 (%25)
BP	0 (%0)	4 (%33,3)	4 (%33,3)	4 (%33,3)	0 (%0)

AY: Seramik veya diş yüzeyinde kırık olmaksızın yüzeyde yapıştırıcı artığının bulunmaması, tüm yapıştırıcının braket tabanında kalması, **KR:** Rezinin bir kısmının seramik veya diş yüzeyinde, bir kısmının braket tabanında kalması, **AB**: Tüm rezinin seramik veya diş yüzeyinde kalması, **KY**: Seramik veya diş yüzeyinde koheziv kırık, **KB**: Braket kırığı

Safir braketlerin makaslama kuvveti sonrası diş yüzeyinden ayrılma tipleri genel olarak değerlendirildiğinde en çok koheziv rezin ve braket ile rezin arasında adeziv ayrılma tipine rastlanmıştır. Hiçbir örnekte rezin ile yüzey arasında adeziv ayrılmaya rastlanmamıştır. BP ve MIP yapıştırıcı gruplarında sırasıyla 4 ve 3 adet örnekte koheziv mine kırığı gözlenmiştir. BP yapıştırıcı grubu dışında kalan tüm gruplarda ise safir braketlerde koheziv kırıkların mevcut olduğu görülmüştür.

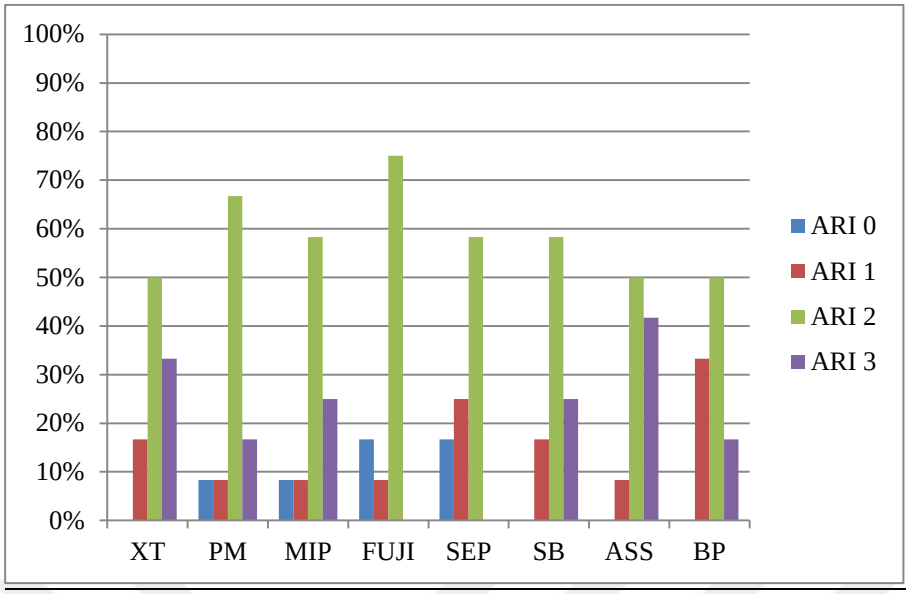
5.2.2.Seramik yüzeyde kalan artık yapıştırıcı skoru bulguları

Metal braketlerin makaslama testi sonrası seramik yüzeyde kalan artık yapıştırıcı skorlarının dağılımı Tablo 5.13' de ve Şekil 5.7' de, safir braketlerin seramik yüzeyde kalan artık yapıştırıcı skorlarının dağılımı ise Tablo 5.15' de ve Şekil 5.8' de verilmiştir. Artık yapıştırıcı skorları metal ve safir braket gruplarında kendi içinde ve yapıştırıcı alt gruplarına göre kıyaslanmıştır. Yapıştırıcı grupları arasındaki farkların değerlendirilmesinde Ki-Kare testi kullanılmıştır. Metal braketlerin seramik yüzeydeki ARI skorları arasında istatiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). Safir braketlerin seramik yüzeydeki ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$). Seramik yüzeyinde metal braketler için ayrılma tipleri Tablo 5.14, safir braketler için ayrılma tipleri Tablo 5.16' da verilmiştir.

Tablo 5.13.: Metal braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre seramik yüzeyindeki ARI skorları dağılımı ve gruplar arası farklılıklar

Ser Y./Mtl B.	ARI skorları ve Yüzdeleri				**n**	**P > 0,05**
Yapıştırıcı	**ARI 0**	**ARI 1**	**ARI 2**	**ARI 3**		
(1) XT	0 (%0)	2 (%16,7)	6 (%50)	4 (%33,3)	12	ns
(2) PM	1 (%8,3)	1 (%8,3)	8 (%66,7)	2 (%16,7)	12	ns
(3) MIP	1 (%8,3)	1 (%8,3)	7 (%58,3)	3 (%25)	12	ns
(4) FUJI	2 (%16,7)	1 (%8,3)	9 (%75)	0 (%0)	12	ns
(5) SEP	2 (%16,7)	3 (%25)	7 (%58,3)	0 (%0)	12	ns
(6) SB	0 (%0)	2 (%16,7)	7 (%58,3)	3 (%25)	12	ns
(7) ASS	0 (%0)	1 (%8,3)	6 (%50)	5 (%41,7)	12	ns
(8) BP	0 (%0)	4 (%33,3)	6 (%50)	2 (%16,7)	12	ns
Toplam	6 (%6,3)	15 (%15,6)	56 (%58,3)	19 (%19,8)	96	
Ki-Kare: 22,420			**P değeri: 0,376**			

n: Örnek sayısı, **Ser Y:** Seramik yüzey, **Mtl B:** Metal braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, AS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu, **P** < 0,05**:** İstatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülen gruplar



Şekil 5.7. : Metal braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre seramik yüzeydeki ARI skorları dağılım grafiği

Metal braketlerin seramik yüzeylere yapıştırıldığı grupların ARI Skorları değerlendirildiğinde; tüm yapıştırıcı gruplarının ARI 2 skorunda yoğunlaştığı gözlenmiştir. Yapıştırıcılar arasında skor dağılımı açısından anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Tablo 5.14.: Metal braketlerin seramik yüzeyde görülen ayrılma tiplerinin dağılımı

Ser Y./Mtl B.	Ayrılma tipleri				
Yapıştırıcı	**AY**	**KR**	**AB**	**KY**	**KB**
XT	0 (%0)	0 (%0)	4 (%33,3)	8 (%66,7)	0 (%0)
PM	0 (%0)	1 (%8,3)	2 (%16,6)	9 (%75)	0 (%0)
MIP	0 (%0)	3 (%25)	3 (%25)	6 (%50)	0 (%0)
FUJI	0 (%0)	9 (%75)	0 (%0)	3 (%25)	0 (%0)
SEP	0 (%0)	1 (%8,3)	0 (%0)	11 (%91,7)	0 (%0)
SB	0 (%0)	8 (%66,7)	3 (%25)	1 (%8,3)	0 (%0)
ASS	0 (%0)	7 (%58,3)	5 (%41,7)	0 (%0)	0 (%0)
BP	0 (%0)	4 (%33,3)	2 (%16,6)	6 (%50)	0 (%0)

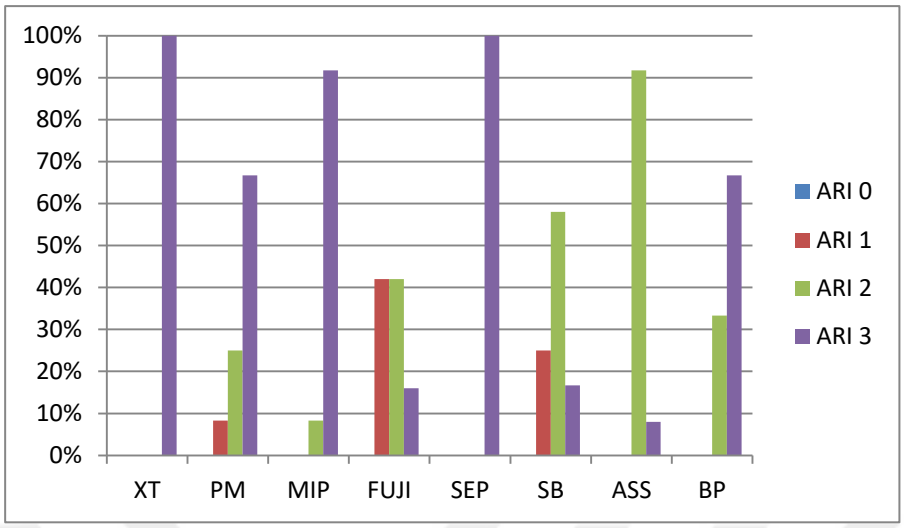
AY: Seramik veya diş yüzeyinde kırık olmaksızın yüzeyde yapıştırıcı artığının bulunmaması, tüm yapıştırıcının braket tabanında kalması, **KR:** Rezinin bir kısmının seramik veya diş yüzeyinde, bir kısmının braket tabanında kalması, **AB**: Tüm rezinin seramik veya diş yüzeyinde kalması, **KY**: Seramik veya diş yüzeyinde koheziv kırık, **KB**: Braket kırığı

Metal braketlerin makaslama kuvveti sonrası seramik yüzeyden ayrılma tipleri genel olarak değerlendirildiğinde koheziv rezin, braket ile rezin arasında adeziv ve koheziv yüzey (seramik) ayrılmalara rastlanmaktadır. XT, SEP ve PM grubu örneklerinin % 50' sinden fazlasında, BP ve MIP grubu örneklerinin yarısında, FUJI ve SB grubu örneklerinin % 25 veya daha azında koheziv seramik kırığı gözlenmiştir. Sadece ASS yapıştırıcı grubunda koheziv seramik kırığı gözlenmemiştir. Ayrıca örneklerin hiçbirinde rezin ile yüzey arasında adeziv ayrılmaya rastlanmamıştır. FUJI, SB ve ASS gruplarında bulunan örneklerin yarısından fazlasında koheziv rezin kırığı, XT grubu örneklerinin yarısından az kısmında braket ile rezin arasında adeziv ayrılma görülmüştür.

Tablo 5.15.: Safir braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre seramik yüzeyindeki ARI skorları dağılımı ve gruplar arası farklılıklar

Ser Y./Sfr B.	ARI skorları ve Yüzdeleri				**n**	**P < 0,05**
Yapıştırıcı	**ARI 0**	**ARI 1**	**ARI 2**	**ARI 3**		
(1) XT	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	12 (%100)	12	(4),(6),(7),(8)
(2) PM	0 (%0)	1 (%8,3)	3 (%25)	8 (%66,7)	12	(4),(6),(7)
(3) MIP	0 (%0)	0 (%0)	1 (%8,3)	11 (%91,7)	12	(4),(6),(7)
(4) FUJI	0 (%0)	5 (%41,7)	5 (%41,7)	2 (%16,7)	12	(1),(2),(3),(5),(7),(8)
(5) SEP	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	12 (%100)	12	(4),(6),(7),(8)
(6) SB	0 (%0)	3 (%25)	7 (%58,3)	2 (%16,7)	12	(1),(2),(3),(5),(8)
(7) ASS	0 (%0)	0 (%0)	11 (%91,7)	1 (%8,3)	12	(1),(2),(3),(4),(5),(8)
(8) BP	0 (%0)	0 (%0)	4 (%33,3)	8 (%66,7)	12	(1),(4),(5),(6),(7)
Toplam	0 (%0)	9 (%9,4)	31 (%32,3)	56 (%58,3)	96	
Ki-Kare: 70,143			**P değeri: 0,000**			

n: Örnek sayısı, **Ser Y:** Seramik yüzey, **Sfr B:** Safir braket, **XT:** Kontrol grubu, **PM:** Prime Master LC Grubu, **MIP**: Moisture İnsensive Primer Grubu**, FUJI:** Fuji Ortho LC Grubu, **SEP:** Self Etch Primer Grubu, **SB:** Smart Bond LC grubu**, AS:** Assure Plus Grubu, **BP:** Brace Paste Grubu, **P** < 0,05**:** İstatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülen gruplar



Şekil 5.8. : Safir braketlerin yapıştırıcı gruplarına göre seramik yüzeydeki ARI skorları dağılım grafiği

Safir braketlerin seramik yüzeylere yapıştırıldığı grupların ARI skorları değerlendirildiğinde; XT, PM, MIP, SEP ve BP yapıştırıcılarının ARI 3 skorunda, SB ve ASS yapıştırıcılarının ARI 2 skorunda yoğunlaştığı gözlenmiştir. FUJI grubunda yoğunlaşma ARI 1 ve ARI 2 skorlarında eşit olacak şekilde dağılmıştır. ARI 0 skoru hiçbir yapıştırıcı grubunda gözlenmemiştir.

XT, PM, MIP, SEP be BP yapıştırıcıları ARI skorları FUJI, SB ve ASS yapıştırıcılarından istatiksel olarak anlamlı şekilde farklılık bulunmuştur. FUJI ve ASS yapıştırıcıları ARI skor dağılımı açısından SB grubu dışında tüm gruplarla istatistiksel olarak farklılık göstermiştir.

Tablo 5.16.: Safir braketlerin seramik yüzeyde görülen ayrılma tiplerinin dağılımı

Ser Y./Sfr B.	Ayrılma tipleri				
Yapıştırıcı	**AY**	**KR**	**AB**	**KY**	**KB**
XT	0 (%0)	0 (%0)	11 (%91,7)	1 (%8,3)	0 (%0)
PM	0 (%0)	3 (%25)	8 (%66,7)	1 (%8,3)	0 (%0)
MIP	0 (%0)	1 (%8,3)	11 (%91,7)	0 (%0)	0 (%0)
FUJI	0 (%0)	10 (%83,3)	2 (%16,6)	0 (%0)	0 (%0)
SEP	0 (%0)	0 (%0)	12 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
SB	0 (%0)	10 (%83,3)	2 (%16,6)	0 (%0)	0 (%0)
ASS	0 (%0)	11 (%91,7)	1 (%8,3)	0 (%0)	0 (%0)
BP	0 (%0)	4 (%33,3)	8 (%66,7)	0 (%0)	0 (%0)

AY: Seramik veya diş yüzeyinde kırık olmaksızın yüzeyde yapıştırıcı artığının bulunmaması, tüm yapıştırıcının braket tabanında kalması, **KR:** Rezinin bir kısmının seramik veya diş yüzeyinde, bir kısmının braket tabanında kalması, **AB**: Tüm rezinin seramik veya diş yüzeyinde kalması, **KY**: Seramik veya diş yüzeyinde koheziv kırık, **KB**: Braket kırığı

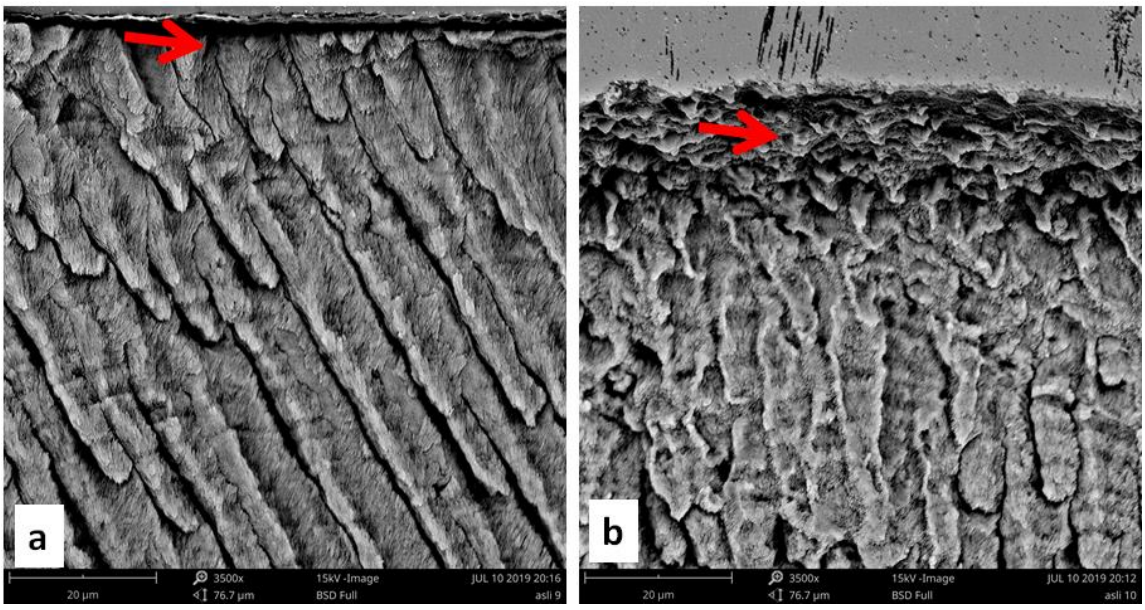
Safir braketlerin makaslama kuvveti sonrası seramik yüzeyden ayrılma tipleri genel olarak değerlendirildiğinde koheziv rezin ve braket ile rezin arasında adeziv ayrılma tiplerinde yoğunlaşma olduğu görülmüştür. Örneklerin hiçbirinde rezin ile yüzey arasında adeziv ayrılmaya ve koheziv braket kırığına rastlanmamıştır. Koheziv seramik kırığı XT ve PM grubunda sadece birer örnekte gözlenmiştir. SEP, XT, MIP, PM ve BP gruplarında örneklerin yarısından fazlasında braket ile rezin arasında adeziv ayrılma görülürken; ASS, FUJI ve SB gruplarında örneklerin yarısından fazlasında koheziv rezin ayrılma tipi görülmüştür.

5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

Çalışmamızda taramalı elektron mikroskobu, diş ve seramik yüzeylerin ve braketlerin koparma testi sonrası yapıştırıcı artıklarının incelenmesi amacıyla kullanılmıştır.

5.3.1. Mine yüzeyinin SEM ile incelenmesi

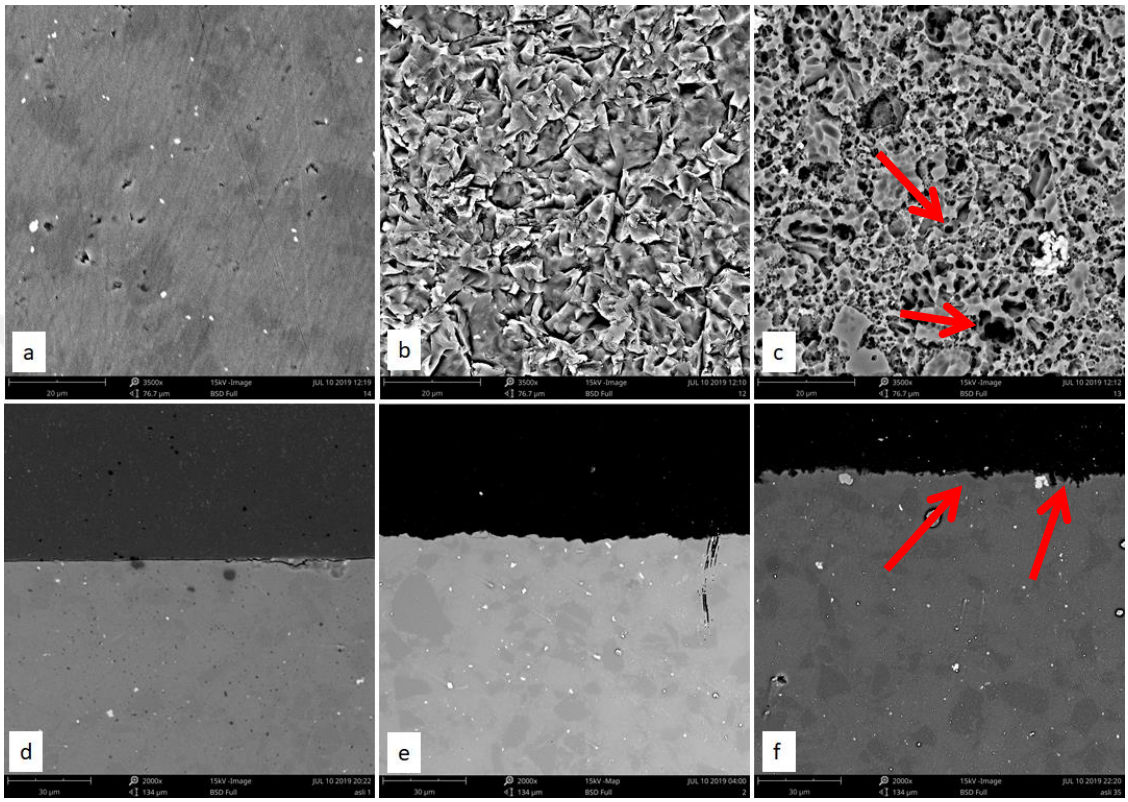
Çalışma gruplarımızda kullandığımız mine yüzeylerindeki poliakrilik ve ortofosforik asit uygulamalarının etkisinin SEM görüntüleri Resim 5.1 ve 5.2 ‘de gösterilmiştir.



Resim 5.1. : Mine yüzeylerinin asit uygulamaları sonrası SEM görüntüleri; Poliakrilik asit uygulaması sonrası (a), Ortofosforik asit sonrası (b). Kırmızı ok; minenin asit ile dağlanan kısmını göstermektedir.

5.3.2. Seramik yüzeyin SEM ile incelenmesi

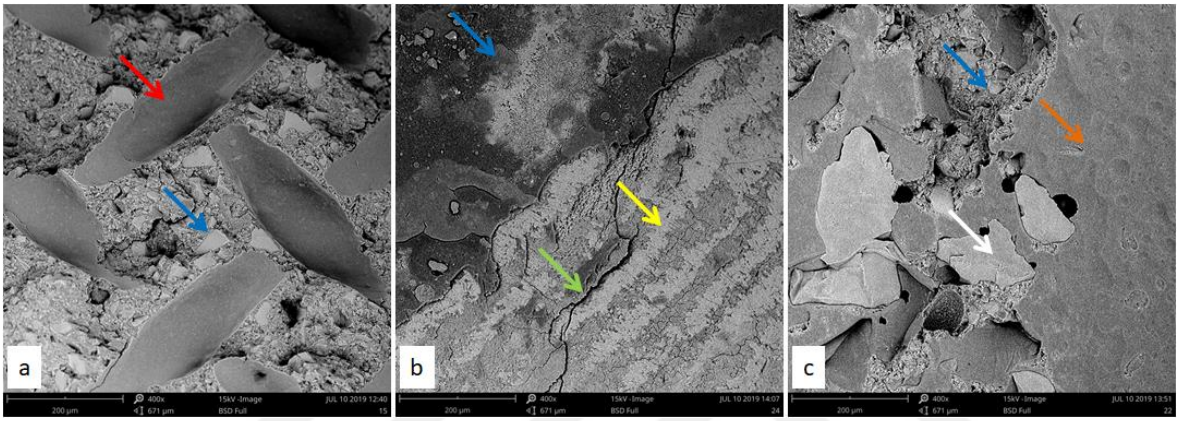
Çalışma gruplarımızda kullandığımız seramik yüzeylerinde mekanik cilalama, HF asit ve tribokimyasal silika kaplama uygulamalarının etkisinin SEM görüntüleri Resim 5.2 ‘ de görülmektedir.



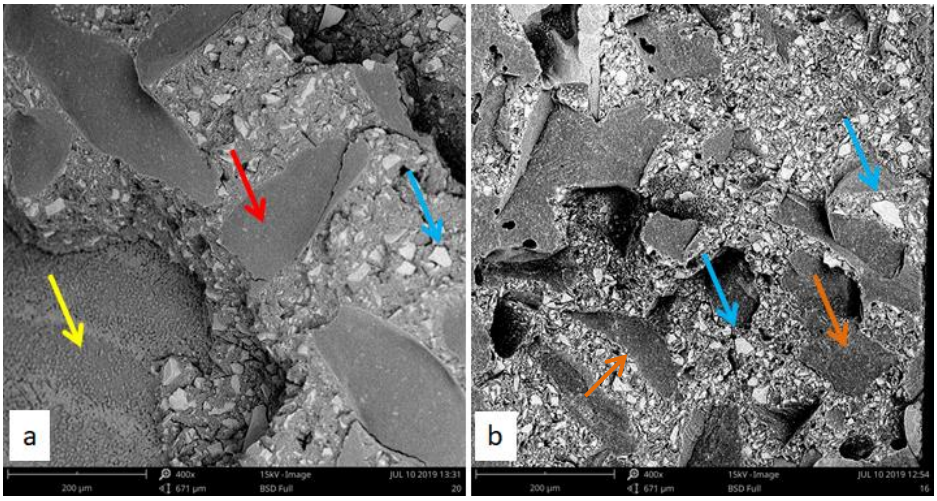
Resim 5.2. : Seramik yüzeyin SEM görüntüleri; Mekanik olarak cilalanmış seramik yüzeyinin (a) ve kesidinin görüntüsü (d). HF asit sonrası seramik yüzeyinin (b) ve kesidinin görüntüsü (e). HF asit ve tribokimyasal silika kaplama sonrası seramik yüzeyinin (c) ve kesidinin (f) görüntüsü. Kırmızı oklar kum partiküllerinin yüzeyde yarattığı etkiyi göstermektedir.

5.3.3. Kullanılan yapıştırıcıların SEM ile incelenmesi

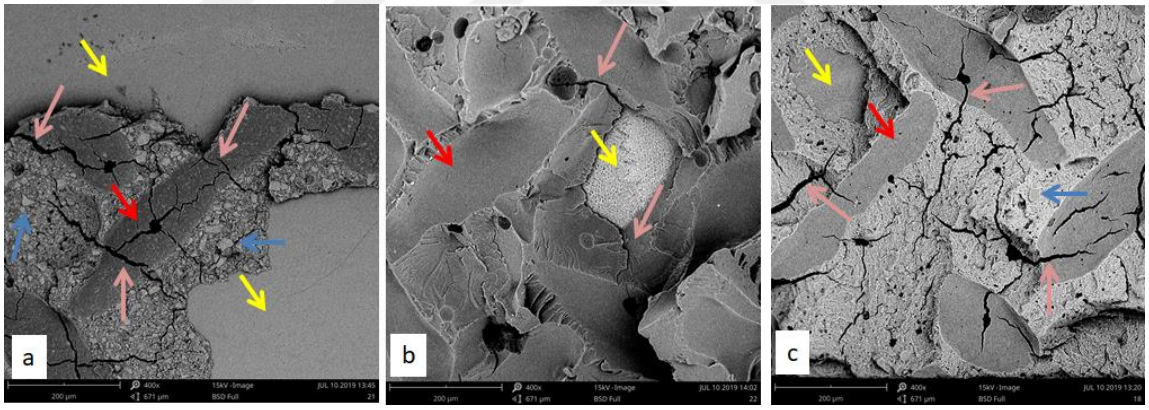
Çalışma gruplarımızda Transbond XT yapıştırıcı pastası kullanılan XT, MIP ve SEP yapıştırıcı kombinasyonlarının SEM görüntüleri Resim 5.3' de görülmektedir. Kompozit rezin esaslı olan Prime Master LC ve Brace Paste yapıştırıcılarının SEM görüntüleri Resim 5.4' de görülmektedir. FUJI Ortho LC, SmartBond LC ve Assure Pasta yapıştırıcılarının SEM görüntüleri Resim 5.5' te görülmektedir.



Resim 5.3. : Transbond XT pasta kullanılan XT, MIP ve SEP yapıştırıcı kombinasyonlarının SEM görüntüleri. XT grubunun (a), MIP grubunun (b) ve SEP grubunun (c) incelenmesi. Kırmızı ok; metal braket tabanının yapıştırıcıda bıraktığı izi göstermektedir. Mavi ok; Transbond XT pasta yapısında bulunan doldurucu partikülleri göstermektedir. Sarı ok; Mine yüzeyini göstermektedir. Yeşil ok; braket sökümü sonrası oluşan mine çatlağını göstermektedir. Turuncu ok; safir braket tabanının yapıştırıcıda bıraktığı izi göstermektedir. Beyaz ok; kırılması nedeniyle yapıştırıcı içerisinde kalan safir braket artığını göstermektedir.



Resim 5.4. : Kompozit esaslı yapıştırıcılar olan Prime Master LC (a) ve Brace Paste (b) yapıştırıcılarının SEM görüntüleri. Kırmızı ok; metal braket tabanının yapıştırıcıda bıraktığı izi göstermektedir. Mavi ok; Kompozit pasta yapısında bulunan doldurucu partikülleri göstermektedir. Sarı ok; Mine yüzeyini göstermektedir. Turuncu ok; safir braket tabanının yapıştırıcıda bıraktığı izi göstermektedir.



Resim 5.5. : FUJI Ortho LC (a), SmartBond LC (b) ve Assure Pasta (c) yapıştırıcılarının SEM görüntüleri. Kırmızı ok; metal braket tabanının yapıştırıcıda bıraktığı izi göstermektedir. Mavi ok; Yapıştırıcıların yapısında bulunan doldurucu partikülleri göstermektedir. Sarı ok; Mine yüzeyini göstermektedir. Pembe ok; Yapıştırıcılar içerisinde meydana gelen koheziv çatlakları göstermektedir.

6.TARTIŞMA

6.1.Amacın Tartışılması

Sabit ortodontik tedavi ile dişlerin hareket ettirilerek, istenilen konuma alınması mekanik ve biyolojik faktörlerin etkisiyle değişebilen bir tedavi süreciyle mümkün olmaktadır. Birçok faktörden etkilenen bu sürecin uzunluğuyla alakalı literatürde fikir birliği bulunmamasına karşın, yakın zamanda yapılan bir derlemede ortalama tedavi süreci 19,9 ay olarak belirtilmektedir (301). Bu süre esnasında ortodontik braketlerin yapıştırılan yüzeylerden ayrılması; zaman, mateyal ve iş gücü kaybına sebep olmaktadır. Braketlerin yüzeyden ayrılması hasta kaynaklı olabileceği gibi materyal ve hekim kaynaklı da olabilmektedir. Hekimin teknik hassasiyeti, kullandığı braket, yapıştırıcı ve braketlerin yapıştırıldığı yüzey, ataşmanın bağlanma kuvvetini etkileyen faktörlerdendir (170, 302). Konvansiyonel sistemlerde yüzeyin kuru ve temiz olması teknik olarak dikkat edilmesi gereken bir husustur. Yapıştırıcı başarısızlıklarının en önemli nedeni yüzeyin kuru ve temiz olmaması, nem kontaminasyonu, olarak bildirilmiştir (107). Çünkü nem kontaminasyonu, pürüzlendirilmiş minedeki porları su ile tıkayıp yapıştırıcının penetre olmasını engellemektedir veya yetersiz penetre olmasına sebep olmaktadır (303). Cacciafesta ve ark. ları, üç farklı yapıştırıcıyı farklı kontaminasyonlarda mine dokusu üzerinde kıyaslamışlardır. Sonuç olarak kontamine olmayan mine yüzeyine yapıştırılan ataşmanların, nem ile kontamine olan yüzeylere kıyasla, yapıştırıcıdan bağımsız olarak daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirilmişlerdir (108). Yine üç farklı yapıştırıcının kontamine yüzeylerde kullanıldığı ayrı bir çalışmada, kontaminasyonun bağlanma değerlerini düşürdüğü rapor edilmiştir (304). Öte yandan beş farklı yapıştırıcı sistemin nemli ve kuru ortamda bağlanma değerlerini karşılaştıran başka bir çalışma sonucunda ise yeni nesil yapıştırıcıların nem varlığından negatif olarak etkilenmediği bildirilmiştir (305). Bu açıdan nem kontrolünün zor olduğu durumlarda nemli ortamda kullanılabilir olan yeni nesil yapıştırıcıların tercih edilmesi avantaj yaratabilir. Bu nedenle yaptığımız çalışmada hidrofilik veya suyla aktive olan yapıştırıcıları bağlanma kuvvetleri açısından, kuru ortamda uyguladığımız kontrol grubuyla kıyasladık. Ayrıca bu yapıştırıcıların,

firmaların belirttiği şekilde nem kontaminasyonunda kullanılabilirliği ve yeterli bağlanma değerlerine ulaşabilirliğini test ettik.

Teknolojik ilerlemeler, farkındalığın artması, ulaşılabilirlik ve estetik beklentilerin yükselmesi ortodontik tedavi gören hasta sayısının artışıyla birlikte yetişkin ortodontisinin de yaygınlaşmasına sebep olmuştur (306). Her iki yılda bir AAO (American Association of Orthodontists) tarafından Ortodonti Ekonomisi ve Hasta Sayımı Anketi düzenlenmektedir. 2019 yılında yapılan son anket sonuçlarına göre kişi başına düşen ortalama yeni hasta muayenesi % 14,8, ortalama yetişkin hasta sayısı % 7 artışla tüm zamanların en yüksek seviyesine ulaşmıştır (https://www1.aaoinfo.org/economics-of-orthodontics-survey-results-highlight recent-specialty-trends). Yetişkin hasta sayısındaki bu artış; tedavi sürecindeki estetik beklentinin de yüksek olması ve yetişkinlerde bulunan farklı dental restoratif yüzeyler sebebiyle ortodontik ataşmanların yapışacağı yüzey çeşitliliğini ve ataşman seçimini de etkilemektedir. Hastalar ortodontik tedavi sırasındaki estetik kaygılarından dolayı metal braketlere göre daha az görünür olan diş renginde braketlerin uygulanmasını tercih etmektedirler. Yapılan farklı anket çalışmalarıyla da yetişkin hastaların metal braketler olmaksızın uygulanan ortodontik tedavileri daha cazip bulduğu bildirilmiştir (307-309). Öte yandan yaklaşık 100 yıllık geçmişi olan metal braketler estetik olmamasına rağmen; yüksek performans, düşük sürtünme katsayısı, kırılmaya karşı direnç, düşük maliyet gibi avantajları sebebiyle ortodontistler tarafından en çok tercih edilen ortodontik ataşmanlardır (310). Farklı materyaldeki ortodontik ataşmanların kullanıldığı birçok araştırma sonucunda braket materyalinin bağlanma değerlerini etkilediği rapor edilmiştir (14, 311). Bu nedenle yaptığımız çalışmada en cok tercih edilen metal braketlerle, estetik görünümleri nedeniyle tercih edilen safir seramik braketler kullanılmıştır. Braket seçimi yapılırken daha az mine hasarına sebep olduğuğundan diğer çalışmalarda da önerilen mekanik tutucu tabanlı braketler kullanılmıştır (53, 312).

Yetişkin hastalarda dental restorasyon bulunma olasığının çocuk hastalara göre yüksek olması ve ortodontik tedavi gören yetişkin sayısının artması, ortodontistlerin diş dışında seramik gibi restoratif yüzeylere de ortodontik ataşman yapıştırma ihtiyacını doğurmuştur. Seramik; inert yapısı, renk stabilitesi, aşınmaya karşı direnci, düşük ısı iletkenliği, biyouyumluluğu ve yüksek estetik özellikleri nedeniyle diş

hekimliğinde en çok kullanılan restoratif materyallerdendir (313). Konvansiyonel olarak diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılan OFA'nın seramik yüzeylerde belirgin bir değişiklik yaratmadığı (253, 255) ve klinik olarak yeterli ortodontik bağlanma değerlerini sağlamadığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (251, 314). Bu nedenle rutin klinik uygulamalardan teknik olarak farklı yaklaşımlar gündeme gelmiştir. Teknik yaklaşımlar ortodontik ataşmanın yapıştırılacağı seramik yüzeyin cinsine göre de birtakım değişiklikler göstermektedir. Aynı teknik ve yapıştırıcıyla yapıştırılan ataşmanların farklı seramiklerde farklı bağlanma değerleri gösterdiği birçok çalışmada rapor edilmiştir (10, 294, 315). Bu nedenle çalışmamızda ortodontik ataşmanların bağlanma dirençleri insan dişi ve seramik olmak üzere iki farklı yüzeyde test edilmiştir. Seramik yüzey olarak günümüzde kullanımı yaygınlaşan CAD-CAM cihazları ile hasta başı indirekt restorasyon üretimine imkan sağlayan, lösitle güçlendirilmiş cam seramik IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) bloklar tercih edilmiştir. Bu materyal CAD-CAM teknolojisi kullanılarak tahmin edilebilir sonuçlarla, tek seansta, fırınlamaya dahi ihtiyaç duymadan, geniş renk skalası ve üstün optik özellikler sunarak doğal dişlere yakın, estetik restorasyon üretimine imkan sağlamaktadır. Tek seansta indirekt restorasyon üretimine imkan sunması yönüyle, randevu sayısını azaltarak hekim ve hasta açısından avantaj oluşturur (286).

Özetle, bu çalışmada nem kontrolünün zor olduğu bölgelerde kullanmak amacıyla üretilmiş, nemden etkilenmeyen veya nem ile aktive olan yapıştırıcılar, nem kontaminasyonu varlığında bağlanma değerleri açısından test edilmişlerdir ve en uygun yapıştırıcıyı bulmak amaçlanmıştır. Literatürde, bu çalışmada kullanılan yapıştırıcıların tamamının aynı anda kıyaslandığı bir araştırma mevcut değildir. Bağlanma değerlerinin braket materyal tiplerinden etkilenebileceği düşüncesiyle ortodontik ataşman olarak farklı iki materyalden üretilmiş braketler kullanılmıştır. 8 farklı yapıştırıcı ve 2 farklı braket tipi, doğal diş yüzeyi yanı sıra CAD-CAM teknolojisinin yaygınlaşmasıyla popülarite kazanan ve hasta başı üretime imkan sağlayan lösitle güçlendirilmiş cam seramik yüzeylerde de bağlanma değerleri açısından kıyaslanmışlardır. Seramik yüzeylere ortodontik ataşman yapıştırılmasıyla ilgili çeşitli çalışmalar yapılmış olmasına rağmen, lösitle güçlendirilmiş seramik

yüzeylerin nem kontaminasyonunda, kullandığımız yapıştırıcıların bağlanma değerlerinin kıyaslandığı bir çalışma literatürde mevcut değildir.

6.2.Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Ortodontik yapıştırıcıların etkinliği temel olarak iki farklı şekilde test edilebilir. Birincisi; bağlanma dayanımı testleri yani in-vitro çalışmalar, diğeri ise; klinik başarısızlık oranı protokolleri, yani in-vivo çalışmalardır. İn-vivo çalışmalar, klinik anlamda daha uygun bulunsa da uygulama zorlukları ve yüksek maliyet gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca hasta kaynaklı alışkanlıklar ve çiğneme kuvveti farklılıkları gibi standardizasyon sorunlarının bulunması araştırmacıları in-vitro çalışmalar yapmaya yönlendirmektedir (192, 316, 317). İn-vitro çalışmalarda ağız ortamının birebir taklidi mümkün olmasa da, literatürde yapıştırıcının klinik performansının in-vitro çalışma sonuçları ile tahmin edilebilir olduğu bildirilmektedir (318, 319). İn-vitro çalışmalarla sonuçlara daha standart şartlarda, daha hızlı ve daha kolay ulaşılabilmektedir (108, 316, 317). Bu nedenle yaptığımız çalışma in-vitro olarak planlanmıştır. Öte yandan, çalışmada kullanılan yapıştırıcıların nemli yüzeyde kıyaslanması gerektiğinden ve ağız ortamında da nem kontaminasyonunun standart olarak sağlanamaması nedeniyle testlerin in-vitro olarak yapılması uygun görülmüştür.

Ortodontik bağlanma kuvvetlerinin test edildiği in-vitro çalışmaların çoğunda insan ve hayvan kaynaklı dişler ortodontik ataşmanların yapıştırılacağı yüzey olarak kullanılmaktadır. Toplama aşamasının kolaylığı ve insan minesine benzerliği nedeniyle insan dişleri yerine sığır dişlerinin kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (109, 185, 320-322). Fakat sığır minesinin insan minesi yerine kullanılabilirliğini araştıran çalışma sonuçlarının bazılarında, sığır minesinin daha zayıf olduğu ve daha düşük bağlanma kuvveti değerleri verdiği rapor edilmiştir (320). Bu nedenle çalışmamızda klinik şartları daha iyi taklit edebilmek için insan dişi tercih edilmiştir. Literatürde insan dişi kullanılan in-vitro çalışmalarda kesici, premolar veya molar diş gruplarının kullanıldığı görülmektedir (323, 324). Premolarlar, ortodontik tedavi amacıyla en çok çekim endikasyonu konulan diş grubudur ve bu sebeple in-vitro çalışmalarda premolar dişler sıklıkla tercih edilmektedir (106, 324-326). Bizim çalışmamızda da braketlerin yapıştırılacağı yüzeylerden biri olarak premolar dişler kullanılmıştır.

Çekilmiş dişlerin kullanıldığı çalışmalarda, çalışma zamanına kadar kurumasını ve yapılarının bozulmasını önlemek amacıyla dişler solüsyonda saklanmaktadır. Literatürde bu amaçla timol (324), kloramin T (327), formalin (328), etanol (329), distile su (330) ve salin (329) gibi saklama sölüsyonları kullanılmıştır. Sert yapısı ve yüksek inorganik bileşimi nedeniyle minedeki bağlanma değerlerinin saklama solüsyonundan minmal düzeyde etkileneceği düşünülmektedir. Fakat yapılan çalışmalarda farklı saklama solüsyonlarının mine bağlanma değerlerini etkileyebildiği bildirilmiştir. Bu çaılşmalar, formalin, timol ve etanol gibi solusyonların mine bağlantısını değiştirdiğini, saklama solüsyonu olarak salin veya distile su kullanımının ağız ortamıyla daha karşılaştırılabilir sonuçlar verdiğini rapor etmiştir (329, 331). Ayrıca dişlerin bu solüsyonlarda 6 aydan uzun saklanmaması gerektiği, aksi halde yapısal bütünlüğün ve standardizasyonun sağlanamayacağı bildirilmiştir (324, 332). Bizim yaptığımız çalışmada da en fazla 6 ay önce çekilmiş dişler, haftada bir yenilenen salin solüsyonu içerisinde muhafaza edilmiştir.

İn-vitro çalışmalarda işlem sırasında manipülasyonu kolaylaştırmak ve sonrasında test cihazına taşıyabilmek amacıyla örneklere kaide hazırlanmaktadır. Kaide hazırlığında en çok soğuk akrilik (2, 324, 332) tercih edilmesine rağmen epoksi rezin (333) ve alçı (334) gibi materyaller de kullanılmaktadır. Kaideyle cihaza taşınan örneklerin test esnasında sabit kalması ve uzun akslarının yer düzlemine dik olacak şekilde ayarlanması kuvvet ölçümlerinin doğru yapılabilmesi açısından önem taşımaktadır. Bizim çalışmamızda da örneklere soğuk akrilik materyalden kaide hazırlanmıştır. Standart boyutlarda kesişlmiş plastik borular akrilik kaide hazırlığında kalıp olarak kullanılmıştır. Örnekler akrilik içerisine yerleştirilirken uzun akslarının yer düzlemine dik olmasına dikkat edilmiştir. Aks kontrolü, metal kıskaçlar ve su terazisi yardımıyla sağlanmıştır.

Adeziv işlemlerden önce mine yüzeyinin temizlenmesi, yüzeyin artıklardan arınarak ıslanabilirliğini arttırmaktadır. Bu nedenle temizleme işleminin primer penetrasyonunu arttırabilceği düşünülmektedir (61). Bazı çalışmalarda istatistiksel olarak fark yaratmadığı rapor edilse de (335), çalışmaların bir çoğu tarafından temizleme işlemi önerilmiş ve bunun bağlanma değerlerini kötü yönde etkilemediği hatta arttırdığı bildirilmiştir (112, 336). Kendinden asitli primer kullanımında asitleme sonrası yıkama basamağının olmayışı ve artıkların primerin içine dağılması,

primer kullanılmadan önce yüzey temizliğini daha önemli hale getirmektedir (112). Farklı çalışmalarda yüzey temizliği amacıyla flor içermeyen patlar plastik veya kıl fırça ile uygulanmıştır (106, 332, 337, 338). Ayrıca literatürde flor içeren patların mineye olan bağlantıyı kötü etkilediği (339) ve kıl fırçaların plastiklere göre mine yüzeyini daha çok aşındırdığıyla ilgili çalışmalar bulunmaktadır (125). Yaptığımız çalışmada kendinden asitli primer kullandığımız gruplar bulunmaktadır. Diğer gruplarla kendinden asitli primerin kullanıldığı gruplar arasında standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla tüm diş yüzeyleri adeziv işlemlerden önce temizlenmiştir. Temizleme işleminde ise florsüz pomza lastik fırça ile uygulanmıştır.

Ortodontik yapıştırma aşamasında, mine yüzeyine uygulanan asit, yüzeyde demineralizasyona sebep olarak mikromekanik tutuculuk için gerekli mikro pürüzlü yapıyı oluşturmaktadır (125). %37 derişimli OFA, bu mikropürüzlü yapının oluşturulması amacıyla en çok kullanılan asittir (340). Literatürde OFA' nın 15 sn (170), 20 sn (341), 30 sn (108, 330, 342) ve 60 sn (341) uygulandığı farklı çalışmalar bulunmaktadır. Mine yüzeyine asit uygulama süresi ile ilgili yapılan farklı derleme ve çalışmalar sonucunda farklı bulgular rapor edilmiştir. 15 sn asit uygulamanın yeterli olduğunu (343) ve 15,30,60 sn asit uygulama arasında belirgin fark olmadığını belirten çalışmalar bulunmaktadır (341). Öte yandan 30 sn uyguamanın 15 sn uygulamadan daha iyi sonuçlar verdiği ve 30 sn ile 60 sn arasında belirgin fark olmadığı, sonuç olarak 30 sn uygulamanın altın standart olduğu belirtilmektedir (81, 343). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda asit uygulanacak diş gruplarında %37 derişimli OFA ile 30 sn süreyle kullanılmıştır.

Dental restorasyon yüzeylerine ortodontik adhezyon, diş yüzeylerinde yapılan işlemlerden birtakım farklılıklar barındırmaktadır. Literatürde çalışmamızda kullanılan lösitle güçlendirilmiş cam seramik dental restoratif yüzeylere bağlantıyla ilgili çeşitli yaklaşımlar bulunmaktadır (238, 267, 269, 294). Cam seramik restorasyonlarda rezin bağlantısı amacıyla en sık uygulanan yüzey modifikasyonu HF ile pürüzlendirmedir (251, 314). Asit uygulamasıyla seramik materyalin cam matrisinde meydana gelen kısmi çözünmeler sonucunda mikromekanik bağlantı sağlayan pürüzlü yapı oluşmaktadır. Fakat farklı cam seramik yüzeylerin kullanıldığı ve pürüzlendirme yöntemlerinin bağlantıya etkisinin araştırıldığı çalışmalarda, lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin yapısal farklılıkları nedeniyle

HF uygulandığında diğer cam seramiklere göre düşük bağlanma değerleri verdiği görülmüştür. Bu nedenle kimyasal ajanlarla pürüzlendirme yerine mekanik pürüzlendirmenin önerildiği çalışmalar bulunmaktadır (294). Gursimrith ve ark. larının porselen yüzeylere ortodontik bağlantıyla ilgili yaptıkları derlemede tek başına kumlama, elmas frez veya asit ile pürüzlendirmek yerine, kumlama ve HF uygulamalarının kombine kullanımının en yüksek bağlanma değerlerini verdiği rapor edilmiştir (315). Seramik materyallerin pürüzledirilmesi amacıyla kullanılan diğer bir yöntem ise modifiye edilmiş alüminyum oksit kumu ile yüzeyin tribokimyasal silika kaplanmasıdır. Tribokimyasal silika kaplama yöntemlerinden biri olan Cojet sisteminde basınçla püskürtülen kum, yüzeyde mekanik ve kimyasal bağlantı sağlayan silikayla modifiye pürüzlü bir yapı oluşturmaktır (250). Bu yöntemin alüminyum oksit kumu kullanılarak pürüzlendirme yöntemiyle kıyaslandığı çalışmalar sonucunda tribokimyasal silika kaplama yönteminin lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerde daha başarılı bağlantı oluşturduğu gösterilmiştir (238, 269, 344). Çalışmada farklı yapıştırıcıların etkinliği test edileceğinden dolayı yüzeylerin pürüzlendirilmesinden kaynaklanacak başarısızlıkları en aza indirgeme amaçlanmıştır. Bu nedenle en çok tercih edilen HF ile pürüzlendirme ve bağlanma değerlerini arttırdığı rapor edilen tribokimyasal silika kaplama işlemi (Cojet) kombine şekilde uygulanmıştır.

Literatürde HF konsantrasyonu ve uygulama süresiyle ilgili yapılan çalışmalarda % 4 ile % 9 konsantrasyonun belirgin fark yaratmadığı ve 120 sn uygulamanın yeterli olduğu bildirilmiştir (233, 250, 262, 315) . Bizim çalışmamızda da seramik yüzeylerin pürüzlendirmesi amacıyla % 4 derişimli HF 120 sn süreyle uygulanmıştır. HF sonrasında seramik yüzeylere uyguladığımız diğer pürüzlendirme işlemi olan tribokimyasal silika kaplama yönteminde; uygulama uzaklığı, açısı, basıncı ve süresi bağlanma değerleri ve standardizasyon açısından önem taşımaktadır (345). Yapılan çalışmaların bir çoğunda Cojet kum, firma talimatlarında olduğu gibi yüzeye dik, 10 mm uzaktan ve 2,8 bar basınçla uygulanmıştır (238, 294). Uygulama süresi belirlenirken de yüzey alanının büyüklüğü dikkate alınmıştır. Literatürde ortodontik ataşmanların yapıştırlacağı seramik yüzeyler CoJet sistemi kullanılarak 5 sn süreyle kumlanmıştır (238, 269, 294). Benzer şekilde yaptığımız çalışmamızda da CoJet

sistemi seramik yüzeye dik, 10 mm uzaklıktan, 2,8 bar basıçla 5 sn boyunca uygulanmıştır.

Yüzey pürüzlendirme işleminden sonra yapıştırıcı ve seramik yüzeyle kimyasal bağlantı kurabilen silan, seramik yüzeylere uygulanmaktadır (233, 249). Aynı zamanda silanın, yüzey enerjisini arttırıp mikromekanik bağlanmaya da yardımcı olduğuyla ilgili çalışmalar bulunmaktadır (233, 246). Seramik yüzeylere silan uygulamanın bağlama değerlerini belirgin şekilde arttırdığı bildirilmiş ve pürüzlendirme işleminden sonra silan uygulaması önerilmiştir (262, 269, 315, 346). Lösitle güçlendirilmiş cam seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinin incelendiği farklı çalışmalarda silan uygulamanın bağlanma değerlerini olumlu etkilediği rapor edilmiştir (233, 267). Bu nedenle bizim çalışmamızda da kullandığımız yapıştırıcılar ve lösitle güçlendirilmiş cam seramik yüzey arasındaki bağlantıyı güçlendirmek amacıyla pürüzlendirme sonrası tüm yüzeylere silan uygulanmıştır.

Çalışmamızda, farklı yapıştırıcıların nem kontaminasyonundaki performansları kıyaslanmıştır. Nem kontaminasyonun hangi basamakta gerçekleştiği, kontaminasyon miktarı ve kontaminasyon için kullanılan sıvının içeriği yapıştırıcı performansını etkileyebilmektedir. Cacciafesta ve ark. farklı basamaklarda gerçekleşen su ve tükrük kontaminasyonunun 3 farklı yapıştırıcı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında kontaminasyon basamağı ve kontaminasyon ajanının bazı yapıştırıcıları etkilemediği, bazı yapıştırıcılarda ise farklı etkiler yarattığını rapor etmişlerdir (108). Oliveria ve arkadaşları ise farklı kontaminasyon tekniklerinin yapıştırıcının bağlanma değerlerini etkilediğini bildirmişlerdir (347). Öte yandan çalışmalar arasındaki bağlanma değerleri farklılıklarının tükrük içeriği farklılıklarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir (326). Çalışmalarda ince bir tabaka şeklinde yüzeyin ıslatılması (326), mikroaplikatörle ıslatma (325), sıvının sürülüp yayılması için beklenmesi (109), şırınga ile belirli hacimde sıvı uygulanması (342), iki kat sıvı uygulayıp fazlalığın sılinmesi (2), asitleme sonrası tamamen kurutmamak ve ıslak pamuklu çubuk kullanmak (347) gibi farklı kontaminasyon teknikleri kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla tüm örnekler yüzey hazırlığından sonra ayarlanabilir pipet kullanılarak distile su ile nemlendirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan bütün ortodontik yapıştırıcılar ışıkla polimerize olmaktadır. Literatürde yapıştırıcıların polimerizasyonu amacıyla kullanılan ışık kaynakları incelendiğinde bir çok çalışmada LED cihazların tercih edildiği görülmektedir (11, 106, 110, 269, 328, 348). Yaptığımız çalışmada kullanıldığımız VALO ışık cihazı da LED ışık kaynaklarından biridir. Son yıllarda geliştirilen VALO ışık cihazı 3. nesil LED' ler olarak tanıtılmıştır. 3.nesil LED cihazlarda ışık yoğunluğu arttırılarak uygulama zamanından tasarruf etmek amaçlanmıştır. Ayrıca 1. Ve 2. nesil LED cihazlarda bulunmayan çoklu dalga boyunda ışık üretimi özelliği sayesinde tüm ışıkla aktive olan yapıştırıcıları polimerize edebildiği bildirilmiştir (349). Ortodontik ataşmanların yapıştırılması esnasında VALO ışık cihazının standart modda 20 sn kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (10, 12). Literatürde VALO ışık cihazının farklı modlarının etkinlik açısından değerlendirildiği çalışmalarda kısa sürede yüksek yoğunlukta enerji veren modun yeterli polimerizasyon sağladığı rapor edilmiştir (350, 351). Bizim çalışmamızda da yüksek yoğunlukta enerji veren xtra power mod seçilerek firma talimatlarında belirtildiği şekilde braketlerin mezial ve distalinden 3' er sn ışık uygulaması yıpılmıştır.

Ağız ortamındaki termal ve mekanik stresler, diş, restorasyon ve yüzeylerine yapıştırılan ataşman ve yapıştırıcıları da etkilemektedir. Bu yapılar birbirlerinden farklı elastik modül ve termal genleşme katsayılarına sahip olduğundan meydana gelen streslerden farklı ölçülerde etkilenirler (352). Literatürde fiziksel stresler sonucu ortaya çıkan yorgunluğun, yapıştırıcıların uzun dönem başarılarına olan etkisi çeşitli çalışmalara konu olmuştur (332, 352). Ağız içerisinde oluşan termal streslerin in-vitro çalışmalarda taklit edilmesi amacıyla termal siklus ile yaşlandırma sıklıkla uygulanan yöntemlerdendir (250, 353). Termal yaşlandırmanın bağlanma değerleri üzerine etkisinin araştırıldığı çalışma sonuçlarında termal siklus uygulamanın bağlanma değerlerini düşürdüğü rapor edilmiştir (353, 354). Termal siklus cihazında bulunan tank sıcaklıkları -5 ^{0}C ile 100 ^{0}C arasında ayarlanabilmektedir. Yapılan ölçümlerde ağız içi sıcaklık değişimlerinin 1 ^{0}C ile 60 ^{0}C aralığında olduğu rapor edilmiştir (352). Ayrıca dental materyaller için uygulanacak termal siklus protokolü ISO standartlarında 5- 55 derece tanklar arasında 500 döngü, 10 sn transfer, 20 sn tank içinde bekletme olarak bildirilmişir (355). Bu nedenle çalışmamızda, bir çok

çalışmayla benzer şekilde (238, 356, 357) örneklere 5 ^{0}C ile 55 ^{0}C de 500 döngü uygulanmıştır.

Literatürde yapıştırıcı ve yapıştığı yüzey arasındaki bağlanma direncini ölçmek amacıyla farklı testler yapılmaktadır. Bağlanma testleri incelenen yapışma alanının büyüklüğüne göre makro ve mikro testler olarak sınıflandırılmaktadır. 3 mm^2 den büyük alanlarda çalışılan testler makro testler olarak adlandırılır (358). Makro testler kendi aralarında makaslama, çekme ve itme testleri olarak ayrılmaktadır (359). Ortodontik ataşmanların bağlanma dayanımlarının ölçümü için en sık kullanılan test ise makaslama testidir. Makaslama testi tel loop, nokta kenarlı veya kama kenarlı uçlarla uygulanabilmektedir (358). Ortodontik bağlanma kuvvetlerinin test edilmesiyle ilgili yapılan bir derlemede, derlemeye dahil edilen 65 çalışmanın 50 sinde kuvvetin kama kenarlı uç ile uygulandığı bildirilmiştir. Ayrıca tel loop kullanımının makaslama testi için uygun olmadığına, çünkü örneklerde çekme stresi oluşturduğuna değinilmiştir (360). Bu bilgilerden yola çıkarak çalışmamızda makaslama kuvveti, mine yüzeyine en yakın yerden kuvvet uygulamaya imkan sağlayan, kama kenarlı uç ile uygulanmıştır. Böylece kuvvetin tamamen dikey olarak ve momentsiz aktarımı sağlanmıştır (361). Kama kenarlı ucun hızı diğer bir çok testte olduğu gibi 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır (11, 238, 269, 328, 348, 356). Kuvvet vektörünün yanlış uygulanması bağlanma değerlerini etkileyebilmektedir (358). Çalışmamızda standardizasyonun sağlanması amacıyla örnekler tek bir çalışmacı tarafından pozisyonlandırılıp cihaza sabitlenmiştir. Pozisyonlandırma esnasında kuvvet uygulayıcı kama ucu ile braket tabanının coronali ve braket tabanın dikey aksı ile kama ucun aksının birbirine paralel olmasına dikkat edilmiştir. Makaslama testi sonucunda N cinsinden elde edilen değerler, braket taban alanı farklılıklarından etkilenebileceğinden dolayı, firma tarafından bildirilen braket taban alanlarına bölünerek MPa cinsine çevrilmiştir.

6.3.Bulguların Tartışılması

Günümüze kadar yapılan ortodontik bağlanma kuvvetlerinin değerlendirildiği çalışmalarda kontrol grubu olarak Transbond XT Paste ve Transbond XT Primer kombinasyonu sıklıkla tercih edilmiştir (114, 326, 328, 332, 362). Bu yapıştırıcı asitlenip yıkanan bir sisteme sahip olduğundan dolayı çoklu uygulama basamağı

gerektirmektedir. Her ne kadar bu durum dezavantaj olarak gözükse de ideal bağlanma değerlerine sahip olması nedeniyle çalışmalarda altın standart olarak belirtilmektedir (11). Yapıştırıcının hidrofobik yapısı nemli ortamda kullanımını kısıtlamaktadır. Nem ile kontamine olduğunda bağlanma değerlerinin ideal değerlerin altına düştüğü birtakım çalışmalarda gösterilmiştir (105, 108, 110, 114, 363). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda da kontrol grubu olarak tüm yüzey ve braket gruplarında, nem kontaminasyonu olmaksızın Transbond XT Paste ve Primer kombinasyonu kullanılmıştır. Bağlanma direnci açısından bütün gruplarda istatistiksel olarak en iyi değerleri veren gruplar arasında bu kombinasyon yer almıştır (328, 332, 347, 364, 365).

Ortodontik ataşmanların tedavi boyunca çiğneme ve ortodontik kuvvetlere mukavemet gösterebilmesi için yeterli bağlanma değerlerinin 6-8 MPa olması gerektiği bildirilmiştir (2, 3). Çalışmamızda metal braketlerin dişlere yapıştırıldığı gruptaki tüm bağlanma değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerin üzerindedir. Fakat birbirleri arasında bir takım farklılıklar gözlenmiştir. Dişlere metal braketlerin yapıştırıldığı gruplarda en yüksek bağlanma değeri, diğer çalışmalarda da olduğu gibi (109, 324, 332, 362) nemlendirilmeden uygulanan kontrol grubuna (XT) aittir. Bu çalışmaların bir kısmında XT grubundan alınan ortalama bağlanma değerleri bizim çalışmamızda elde ettiğimiz değerlere benzer şekildedir. Webster ve ark. kontrol grubu olarak herhangi bir kontaminasyon olmaksızın kullandıkları XT gruplarındaki bağlanma değerleri ortalamalarını 26,8 MPa olarak bildirmişlerdir (109). Bu değer kontrol grubu için elde ettiğimiz ortalama değere oldukça yakındır. Ayrıca Rix ve ark. (332), Zeppieri ve ark. (328), Vicente ve ark. (356) bizim bulduğumuz değerlerden düşük olmasına rağmen oldukça yakın ortalama bağlanma değerleri bildirmişlerdir. Öte yandan literatürdeki bazı çalışmaların XT grubuna ait ortalama bağlanma değerlerinin bizim bulgularımızdan daha düşük olduğu gözlenmiştir (105, 110, 324, 326). Bu benzerlik ve farklılıkların kullanılan dişler, saklama solüsyonu, braket taban özellikleri, yaşlandırma ve test protokolü gibi faktörlerden kaynaklandığı düşüncesindeyiz.

Diğer yüksek bağlanma değeri gösteren ve nem kontaminasyonunda uygulanan Transbond Plus SEP ve Transbond XT Paste’ nın kombine kullanıldığı SEP grubu, kontrol grubundan bir miktar düşük ortalama değer göstermesine karşılık istatistiksel

olarak farklı değildir. Literatürde, tez çalışmamızın metal braketlerin diş yüzeyine yapıştırıldığı gruplarına benzer şekilde dizayn edilen ve aynı kendinden asitli primer içeren kombinasyonun kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (2, 105, 108, 114, 356, 363). İncelenen çalışmaların bir kısmında bizim sonuçlarımıza benzer olarak XT grubu ile nemle kontamine SEP grubunun birbirlerine yakın değerler verdiği gözlenmiştir (105, 108, 356, 363). Vincente ve ark. nın 5 farklı yapıştırıcı kombinasyonunu kuru ve nemli ortamda karşılaştırdıkları çalışmalarında, nemli ortamdaki SEP kombinasyonun bağlanma değeri, bizim çalışmamızdaki SEP ortalama bağlanma değerine en yakın sonucu vermiştir (356). Öte yandan diğer çalışmalarda SEP için bildirilen ortalama bağlanma değerlerinin, bizim sonuçlarımızdan daha düşük olduğu gözlenmiştir (2, 105, 108, 363). Goswami ve ark., metal beraketleri diş yüzeyine yapıştırdıkları çalışma sonucunda SEP grubunun ortalama sayısal bağlanma değerini nem kontaminasyonunda 10,46 MPa olarak bildirmişlerdir (2). Bu değer, bizim nemli ortamda elde ettiğimiz SEP grubu bağlanma değerleri ortalamasından oldukça düşüktür. Bağlanma değerleri farklılıklarının; dişlerin saklama ortamlarının (Timol) , asit uygulama sürelerinin (15 sn), nem kontasminasyon kaynağının (Tükrük) ve makaslama testi düzeneğinin (Tel loop) bizim çalışmamızdan farklı olmasına bağlı olarak ortaya çıktığını düşünmekteyiz.

Kendinden asitli primerlerin kullanıldığı bazı çalışmalarda nem kontaminasyonu varlığında, SEP kombinasyonlarının kuru ortamlara göre daha iyi bağlanma değerleri verdiği gözlenmiştir (2, 114, 328, 356). Bizim çalışmamızda da, SEP kombinasyonu için altın standart olduğu kabul edilen kontrol grubundan istatistiksel olarak farklı olmayan sonuçlar elde edilmiştir. SEP grubunun, kontrol grubu gibi yüksek değerler göstermesini diş dokularına bağlanma mekanizması ile açıklayabiliriz. Bu primerlerin yapısındaki metakrilatlı fosforik asit esteri bir yandan hidroksiapatit yapısını dekalsifiye ederken eş zamanlı olarak hidroksiapatitin kalsiyumuna kimyasal olarak bağlanmaktadır (366). Su varlığı, kimyasal bağlantı için gerekli iyonizasyona uygun ortam sağlarken, asidik monomeri de aktif hale getirir (367). Furuse ve ark., mine yüzeyi ıslaklığının adeziv bağlantıya olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, mine yüzeyinde nem varlığının kendinden asitli primerlerin kullanıldığı

yapıştırıcıları negatif etkilemediğini ve mine yüzeyinde bu yapıştırıcı sistemler kullanılacak ise minenin tamamen kurutulmaması gerektiğini bildirmişlerdir (305).

Çalışmamızda nem kontaminasyonunda test ettiğimiz diğer bir yapıştırıcı grubu ise Transbond XT Paste ile Transbond MIP' in kombine kullanıldığı MIP grubudur. Metal braketlerin diş yüzeylerine yapıştırıldıkları gruplarda, XT ve SEP gruplarından sonra gelen en yüksek bağlanma değeri bu kombinasyonda gözlenmiştir. Bizim çalışmamıza yakın şekilde dizayn edilmiş çalışmada, Vicente ve ark., MIP primerlerin nemli ortamdaki bağlanma değeri ortalamalarını 18,8 MPa olarak bildirmişlerdir (73). Bu değer bizim çalışmamızda bulduğumuz bağlanma değerine oldukça yakındır. Ayrıca Webster ve ark., nem kontaminasyonu için yapay tükürük kullandıkları çalışmalarında Transbond MIP kullandıkları grubun ortalama bağlanma değerini 20,72 MPa olarak bildirmişlerdir (109). Sonuçlarının bizim MIP grubumuza benzer çıkmasının, su kontaminasyonunun, yapısında organik bileşen ve proteinler olmayan yapay tükürük ile kontaminasyona benzer şartlar oluşturabileceğini düşündürmüştür. Buna benzer şekilde Cacciafesta ve ark., tükrük ve suyun farklı kontaminasyon ortamları olarak kullanıldığı çalışmalarının sonucunda, tükrük ve suyun bağlanma değerleri açısından farklılık oluşturmadığını bildirmiştir (108). Öte yandan literatürdeki bazı çalışmalarda, bizim MIP grubumuzdan daha düşük sonuçlar bildirilmiştir (2, 105, 108, 110, 324, 328). Bu çalışmalarda kullanılan MIP dışındaki yapıştırıcı gruplarına bakıldığında, tamamında bizim sonuçlarımızdan daha düşük sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Buradan yola çıkarak, deney protokolü ve uygulayıcı farklılıklarının, sonuçlar arasındaki bu değişkenliklere neden olduğu düşüncesindeyiz.

Ortodontik adeziv literatüründe, MIP kullanılan grupların, kuru ve nemli ortamlardaki bağlanma değerlerinin kıyaslandığı çalışmalar da mevcuttur (2, 105, 108-110, 328, 356). Bu araştırmalarda nem kontaminasyonunun MIP' in bağlanma direncini etkilemediği (2, 105, 114) veya bir miktar düşürdüğü (108-110, 328, 356) gözlenmiştir. Çalışmalar sonucunda verilen bağlanma değerlerinin, her ne kadar kuru ortama göre azalma gösterdiği rapor edilse de klinik olarak kabul edilebilir minimum ortodontik bağlanma değerlerinin üzerinde olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda da nem kontaminasyonunda MIP grubunun bağlanma değerleri klinik olarak kabul edilebilir minimum ortodontik bağlanma değerlerinin üzerindedir. Bu sonucun MIP

gibi hidrofilik primerlerin içeriklerinde bulunan HEMA ve/ veya etanolden kaynaklanıyor olabileceği düşünülmektedir. Çünkü HEMA ve etanol yapıları, kontak açısını düşürerek, kompozitle bağlanan primerin yüzeye daha iyi yayılmasını sağlayabilmektedir. Ayrıca hidrofilik primerlerin nem ile yer değiştirme veya mineyi kurutma yolu ile nemli ortamlarda da adezyonun sağlanabilmesine imkan sunduğu düşünülmektedir (105, 356).

Çalışmada kullandığımız yapıştırıcılardan HEMA içeriğine sahip diğer materyaller, Prime Master ve Brace Paste sistemleridir. Bu iki yapıştırıcı sisteminin nem kontaminasyonunda mine yüzeyine olan bağlanma değerleri istatistiksel olarak birbirlerinden farklı bulunmamıştır. Prime Master grubunun ortalama bağlanma değeri, MIP grubundan düşük olsa da istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ayrıca bu değerler, kabul edilebilir minimum ortodontik bağlanma değerlerinden yüksektir. Piyasaya yeni sürülen ve firmalar tarafından nem varlığında kullanılabilirliği bildirilen Brace Paste yapıştırıcı hakkında literatürde daha önce yapılmış herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Öte yandan Prime Master LC yapıştırıcıyla ilgili üretici firma tarafından yapılan çalışma sonucunda belirtilen bağlanma değerleri dışında herhangi bir literatür bilgisi bulunmamaktadır. Firma tarafından yapılan çalışmada ise, kuru ve nemli mine yüzeyine yapıştırılan metal braketlerin bağlanma değerleri XT yapıştırıcısı ile kıyaslanarak incelenmiştir. Nem kontaminasyonunda ve kurutulmuş diş yüzeyinde elde ettikleri bağlanma değerlerinin ikisi de, bizim çalışmamızdakinin aksine kuru veya nemli diş yüzeyindeki XT yapıştırıcısının bağlanma değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Prime Master yapıştırıcısının bağlanma değerlerinin, bizim nem kontaminasyonlu mine yüzeyinde elde ettiğimiz bağlanma değerinden de daha yüksek olduğu gözlenmiştir (https://www.dentsplysirona.com, Erişim tarihi: 28 Mart 2020).

Nem ile kontamine edilmiş diş yüzeyine metal braketlerin yapıştırıldığı gruplardan poliasit modifiye kompozit olan Assure Plus All Surface Bonding rezin ve Assure Paste kombinasyonu bağlanma direnci açısından BP grubundan düşük olsa da istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır. Ayrıca sayısal bağlanma değeri FUJI ve SB gruplarından yüksek olmasına karşılık, bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı seviyede değildir. Literatürde Assure sisteminin çeşitli yapıştırıcılar ile kıyaslandığı birçok in-vitro çalışma mevcuttur (106, 109, 324-326, 332, 363). Amirabadi ve ark.,

Rix ve ark., Öztoprak ve ark. metal braketleri Assure yapıştırıcı sistemi kullanarak nem ile kontamine olmuş mine yüzeyine yapıştırdıkları çalışmalarında, braketlerin bağlanma dirençlerini bizim çalışmamızda AS grubundan elde ettiğimiz ortalama bağlanma değerlerine yakın bulmuşlardır (326, 332, 363). Öte yandan çalışma sonuçlarımızdan daha yüksek (109) ve daha düşük (106, 324) ortalama bağlanma değerlerinin olduğu çalışmalar da mevcuttur. Bu farklılıkların, deney gruplarında kullanılan dişlerin kaynağı, dişlerin saklama koşulları, mine yüzeylerinin asitlenme süresi, yaşlandırılma prosedürü veya kontaminasyon protokolüne bağlı olarak ortaya çıktığını düşünmekteyiz.

Assure sisteminin nemli ve kuru ortamda kullanımının bağlanma değerleri üzerine etkisinin değerlendirildiği çalışmalar da mevcuttur (106, 109, 326, 332, 363). Bu çalışmaların bir kısmının bulgularında Assure yapıştırıcısının kontaminasyondan etkilenmediği (326, 332) bildirilirken, bir kısmında da nem kontaminasyonunun bağlanma direncini kötü etkilediği (106, 109, 363) bildirilmiştir. Bağlantının kötü etkilendiği çalışmalarda dahi ortalama bağlanma direncinin klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değerleri gösterdiği gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda Assure yapıştırıcının kuru ortamdaki bağlanma değerleri test edilmemiş olmasına rağmen nem kontaminasyonu altındaki bağlanma değerlerinin literatürdeki diğer bulgulara benzer şekilde, klinik olarak kabul edilebilir değerlerin üzerinde olduğu görülmüştür. Bu sonuçları, araştırıcıların (326) daha önce belirttiği şekilde hidrofilik primer içeren sistemlerin, hidrofilik yapılarına bağlı olarak nem kontaminasyonunda da kullanılabilirliğine dayandırmaktayız.

Rezin modiye cam iyonomer esaslı bir yapıştırıcı olan FUJI ORTHO LC çalışmamızda nem kontaminasyonunda kullandığımız diğer bir materyaldir. Ortalama makaslama bağlanma değerleri açısından ele alındığında, bu gruptaki bulgularımız kompomer yapısında olan Assure yapıştırıcı grubu ile istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Bu iki yapıştırıcı materyalin farklı oranlarda olsa da cam iyonomer ve rezin içeriğine sahip olması, nemli ortamda benzer bağlanma değerleri göstermesini açıklayabilir. Rix ve ark. nın, Assure, XT ve FUJI yapıştırıcılarını nem kontaminasyonu sonrası diş yüzeyinde bağlanma değerleri açısından kıyasladıkları çalışmalarının sonuçlarında, FUJI yapıştırıcı grubu bizim çalışmamızla benzer değerler göstermiştir (332) Fakat tükrükle kontamine diş

yüzeyindeki Assure yapıştırıcısının bağlanma değeri, bizim çalışmamızdaki değerden daha düşük bulunmuştur. Araştırmacıların, kontaminasyon prokollerinde FUJI için su ve Assure için tükrük kullanmalarının sonucunda bu benzerlik ve farklılıkların ortaya çıktığını düşünmekteyiz.

Literatürde FUJI yapıştırıcısının nem ile kontamine diş yüzeylerinde test edildiği çeşitli çalışmalar mevcuttur (14, 356, 357, 365, 368). Bu çalışmalardan Vicente ve ark. nın bulduğu sonuçların çalışmamızda FUJI yapıştırıcısı için elde ettiğimiz değerlerden daha yüksek olması; yapıştırma öncesi pürüzlendirme amacıyla kullandıkları ortofosforik asit, polimerizasyon için kullanılan ışık ünitesi ve saklama ortamlarının farklılıklarından kaynaklanmış olabileceği şeklinde yorumlanabilir (356). Yassaei ve ark., Al-Saleem ve ark. ise bizim elde ettiğimiz bağlanma değerlerinden daha düşük sonuçlar bildirmişlerdir (357, 365). Al-Saleem' in çalışmasında nem kontaminasyonundaki FUJI bağlanma değeri kuru diş yüzeyine göre yüksek çıkmıştır (365) Buradan yola çıkarak, bizim çalışmamızdan düşük bağlanma değerleri göstermesininin nem kontaminasyonu miktarının farklılığına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz. Öte yandan Yassaei yaptığı çalışmada, FUJI yapıştırıcısını kuru diş yüzeyinde kullanarak bağlanma testi uygulamıştır. Bildirdiği bağlanma değerlerinin bizim çalışmamızın sonuçlarından düşük olmasının nedeni, FUJI yapıştırıcısını kullanmadan önce literatürün tavsiye ettiği şekilde yüzeyin ıslatılmaması olabilir. FUJI yapıştırıcısının yüzeyin tamamen kurutulmadan kullanılması tavsiye edilmektedir (357). Rix ve ark., Titley ve ark., Valente ve ark. nın FUJI için bildirdiği bağlanma değerlerinin bizim çalışmamızdaki değerlere yakın olduğu gözlenmiştir (14, 332, 368). Literatürde FUJI yapıştırıcısının ıslak diş yüzeyinde test edildiği çalışmalarda bağlanma değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir değerlerden yüksek olduğu bildirilmiştir (14, 332, 356, 365, 368). Bu yapıştırıcının bağlanma değerlerinin, nem varlığında kabul edilebilir değerlerden yüksek olması 3 nedene bağlanmıştır. Birinci neden, bu yapıştırıcının diş yüzeyinden yeterli miktarda suyu uzaklaştırarak hidroksiapatit yapısındaki kalsiyum ile bağlanabilmesi ve suyun bu bağlantıyı engellememesidir. İkinci neden, yüzeydeki suyun yapıştırıcının içine girerek asidik komponent için taşıyıcılık görevi üstlenmesidir. Diğer bir neden ise, suda çözülebilen, ıslanabilirlik ve penetrasyonu

arttıran HEMA monomeri içermesinden dolayı su varlığında da etkin olmasıdır (192, 369).

Siyanoakrilat içerikli Smart Bond LC yapıştırıcı çalışmamızda metal braketlerin diş yüzeyinde test edildiği son yapıştırıcı grubudur. Literatürde siyanoakrilat esaslı yapıştırıcıların kontamine veya kontamine olmayan diş yüzeylerinde yapışma performansının test edildiği birçok çalışma bulunmaktadır (206, 208, 348, 356, 363, 370, 371). Siyanoakrilat easaslı yapıştırıcılarla yapılan ilk çalışmalarda bu yapıştırıcıların mineyle bağlantısının zayıf olduğu ve ortodontik amaçla kullanıma uygun olmadığı rapor edilmiştir (208). Fakat bu çalışmalarda siyanoakrilat esaslı farklı yapıştırıcılar, mineye asit uygulanmadan kullanılmıştır. Yaptığımız çalışmada SB için elde ettiğimiz ortalama bağlanma değerleri diğer yapıştırıcılardan düşük olmasına rağmen ortodontik olarak kabul edilebilir minimum değerlerin üzerindedir. Bizim çalışmamıza benzer şekilde Vicente ve ark. ve John ve ark. su varlığında uygulanan Smart Bond yapıştırıcı için kabul edilebilir değerler bildirmişlerdir (356, 370). Bu çalışmalarda nemli ortamda elde edilen bağlanma değerlerinin kuru ortamda elde edilen değerlerden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Öte yandan Eliades ve ark., Cacciafesta ve ark. su varlığında Smart Bond yapıştırıcısının klinik kullanıma uygun olmadığını bildirmişlerdir (206, 348). Bazı çalışmalarda ise bizim çalışmamızdan farklı şekilde nem kontaminasyonları uygulanmıştır (206, 348, 363, 370, 371). Orendain ve ark., kuru ortamda uygulanan Smart Bond grubunda bizim bulduğumuz bağlantı değerlerine yakın sonuçlar bildirmişken, yapay tükrük varlığında bu bulgular oldukça düşmüştür (371). Öztoprak ve ark. nın ise tükrük kontaminasyonundaki bağlanma değerleri bizim bulgularımıza yakındır (363). Smart Bond yapıştırıcısını 3 farklı kontaminasyon durumunda değerlendiren Cacciafesta ver ark. da tükrük kullanılan gruplarda, kuru ve su ile kontamine edilen grupların aksine bağlanma değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir değerlere ulaştığını bildirmişlerdir (348). Bu bilgiler değerlendirildiğinde, kontaminasyon tipinin Smart Bond yapıştırıcısının bağlanma değeri üzerinde tutarlı bir ilişki göstermediği anlaşılmaktadır.

Çalışmamızda diş yüzeyine metal braketler yapıştırıldığında benzer sonuçlar veren Smart Bond, FUJI ve Assure gruplarının ortalama bağlanma değerleri arasında istatiksel olarak fark olmadığı gözlenmiştir. Literatürde, üç yapıştırıcının aynı anda

test edildiği başka bir çalışma olmamasına karşılık, Smart Bond yapıştırıcı ile Assure ve FUJI yapıştırıcılarının ikişerli olarak karşılaştırıldığı çalışmalar mevcuttur (356, 363). Öztoprak ve ark., farklı kontaminasyonlarda 4 farklı yapıştırıcının bağlanma değerlerlerini incelemişlerdir. Sonuç olarak Assure yapıştırıcısının Smart Bond yapıştırıcısına kıyasla nemli ve kuru ortamda daha yüksek bağlanma değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir. Ayrıca çalışma sonunda Smart Bond yapıştırıcısının kontaminasyondan etkilenmemesine rağmen Assure yapıştırıcısının kötü etkilendiğini belirtimişlerdir (363). Vicente ve ark. nın 5 farklı yapıştırıcıyı kuru ve nemli ortamlarda test ettikleri diğer çalışmada ise, FUJI yapıştırıcısı hem kuru hem de nemli ortamda Smart Bond yapıştırıcısından daha iyi bağlanma değerleri gösterilmiştir. Fakat FUJI yapıştırıcısının ıslak ortamdaki bağlanma değerleri kuru ortama kıyasla düşerken, Smart Bond yapıştırıcısında bağlanma değerleri ıslak ortamda yaklaşık iki katına çıkmıştır (356). Smart Bond yapıştırıcısının ıslak ortamda kullanılabilirliği, aktivasyonunun su varlığında başlaması ile açıklanabilmektedir (206).

Çalışmamızda kullanılan seramik braketlerin 8 farklı yapıştırıcıyla diş yüzeylerine yapıtırılması sonucunda elde edilen bağlanma değerleri, birbirleriyle birtakım benzerlik ve farklılıklar göstermiştir. Kullandığımız bu 8 yapıştırıcının birbirleriyle aynı anda kıyaslandığı bir çalışma literatürde mevcut değildir. Bu nedenle kullandığımız bazı yapıştırıcılar için elde ettiğimiz bulgular ve birbirleriyle olan kıyasları literatüre ilk defa bildirilecektir. Kontrol grubu olarak ve kuru ortamda kullandığımız XT yapıştırıcısından elde edilen ortalama bağlanma değerleri ile nemli ortamda uyguladığımız PM, MIP ve SEP yapıştırıcılarından elde edilen bağlanma değerleri sayısal olarak birbirlerine çok yakın bulunmuştur. Bu değerler arasında istatistiksel olarak da anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Prime Master yapıştırıcısının seramik braketlerle olan bağlantısına ait herhangi bir çalışma bulunmamasına karşılık, literatürde Transbond XT yapıştırıcısının, seramik braketlerin diş yüzeyine yapıştırılmasında kullanıldığı çeşitli çalışmalar mevcuttur (12, 347, 364, 372-374). Bu çalışmaların tamamında, bizim çalışmamızda olduğu gibi en yüksek bağlanma değerleri veren gruplar arasında XT yapıştırıcısının olduğu gözlenmiştir. Uysal ve ark., XT yapıştırıcısı için seramik braketlerde, çalışmamızda bulduğumuz bağlanma değerlerinden daha yüksek değerler

bildirmişlerdir (372). Bu çalışmada kullanılan diğer ortak yapıştırıcı olan SEP için de bildirdikleri değerler, bizim çalışmamızdan daha yüksektir. Çalışmaları sonucunda seramik braketler için bildirdikleri değerlerin bizim çalışmamızdaki değerlerden daha yüksek bulunmasının nedenini, farklı bir seramik braket kullanmaları ve örneklerine termal yaşlandırma uygulamamalarına bağlamaktayız. Öte yandan bazı çalışmalarda, XT yapıştırıcısı için seramik braketlerde bildirilen bağlanma değerlerinin bizim bulduğumuz değerlerden daha düşük olduğu görülmüştür (364, 373). Katti ve ark. nın bildirdiği sonuçların çalışmamızdaki bağlanma değerlerinden daha düşük çıkması; asitleme süresinin daha az olmasına ve dişlerin farklı solüsyonlarda saklanmasına bağlı olabilir(373). Sonuçlarımızdan daha düşük ortalama bağlanma değerleri elde eden diğer bir çalışma Carvalho ve ark. na aittir. Bu çalışma, sığır dişi kullanılması, mine yüzeylerinin daha az süre asitlenmesi ve tel loop ile makaslama testi uygulanması yönleriyle çalışmamızdan farklılık göstermektedir (364). Oliviera ve ark. ise bizim kullandığımız seramik brakete benzer şekilde mekanik retansiyonlu tabanı olan seramik braket kullandıkları çalışmalarının sonucunda, Transbond XT yapıştırıcısı için bizim bulduğumuz değerlere yakın değerler bildirmişlerdir (347). Ayrıca bu çalışmada araştırıcıların insan kaynaklı diş yüzeylerini çalışmamıza benzer şekilde hazırlamalarının da bizim çalışmamıza yakın bulgular vermesinde rol oynadığını düşünmekteyiz. Çalışmamızdaki XT, MIP ve SEP yapıştırıcılarını kullanan Salem ve ark. da bu yapıştırıcıları seramik braketlerin nemli ve kuru diş yüzeyine yapıştırılması açısından değerlendirmişlerdir (374). XT yapıştırıcısı için bildirdikleri sonuçların, kontrol grubumuzun bağlanma değerlerine yakın olduğu gözlenmiştir. Kuru ortamda elde ettikleri MIP yapıştırıcısı bağlanma değerleri bizim MIP değerlerimize benzer şekildedir. Fakat tükrük kontaminasyonunda MIP yapıştırıcısının bağlanma değerlerinin düştüğünü bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızla olan bu farklılığın, kontaminasyon prosedürlerimizin farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Aynı çalışma SEP yapıştırıcısı açısından ele alındığında ise tükrük kontaminasyonunun SEP yapıştırıcısının bağlanma değerini negatif etkilemediği gözlenmekle beraber kontrol grubuna göre bu değerin daha düşük olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda, seramik braketlerin diş yüzeyinde test edildiği deney grubunda, nemli ortamda uygulanan MIP ve SEP yapıştırıcıları ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Değerlerin

kontrol grubuna yakın bulunmasının, bu iki yapıştırıcının hidrofilik yapısına bağlı olabileceği düşüncesindeyiz.

Literatürde SEP kombinasyonunun seramik braketlerin kontamine diş yüzeylerinde test edildiği çalışma sayısı kısıtlıdır. Fakat metal braketler ile kontamine yüzeylerde kullanımı açısından çeşitli çalışmalar mevcuttur (2, 105, 108, 114, 328, 356, 363). Bu çalışmaların çoğunda SEP' in kontamine diş yüzeylerine uygulanması ile kuru diş yüzeylerine uygulanması sonrası elde edilen bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak bir farklılık olmadığı ya da daha yüksek değerler verdiği gözlenmiştir (2, 105, 114, 328, 356, 363, 374). Buradan yola çıkarak, kontamine edilmemiş diş yüzeylerine seramik braket yapıştırılmasında SEP kombinasyonunun kullanıldığı çalışmalar da incelenmiştir (372, 373, 375). Bu çalışmalarda XT kombinasyonu, SEP kombinasyonundan daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir. Bizim çalışmamızda ise nemli diş yüzeyinde seramik braketler ile kullanılan SEP kombinasyonu XT kombinasyonundan istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Bu sonuçları elde etmemizde, SEP kombinasyonunu nem varlığında uygulamızın etkisi olduğunu düşünmekteyiz. Bu çalışmalardan Verma ve ark.nın bildirdiği değerler, SEP açısından çalışmamızın değerlerine benzer şekildedir (375). Uysal ve ark. nın, kuru diş yüzeyine seramik braketlerin yapıştırılmasında kullandıkları SEP için bildirdiği bağlanma değerleri ise bizim elde ettiğimiz bağlanma değerlerinden yüksektir (372). Başka bir çalışmada ise SEP kombinasyonunun kuru diş yüzeyinde verdiği bağlanma değerlerinin, bizim çalışmamızdan daha düşük olduğu görülmüştür (373). Bu 3 çalışmaya bakıldığında, bağlanma değerlerinin tüm gruplarda birbirlerine paralel şekilde düşük, yüksek veya benzer olmasını metodoloji farklılıklarına bağlamaktayız.

Çalışmamızdaki ASSURE ve Brace Paste yapıştırıcı kombinasyonları seramik braketlerin nemli diş yüzeyine yapıştırılması açısından değerlendirildiklerinde, birbirleriyle istatistiksel olarak farklılık göstermemiş fakat kontrol grubuna göre düşük değerler vermişlerdir. Literatür incelendiğinde seramik braketlerin bu iki yapıştırıcı kullanılarak kuru veya kontamine diş yüzeyine bağlanmasının değerlendirildiği herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda elde edilen bağlanma değerlerinin iki grup için de klinik olarak kabul edilebilir minimum

bağlanma değerlerinden yüksek olması, bu iki yapıştırıcının seramik braketlerin nemli diş yüzeyine yapıştırılmasında kullanılabilir olduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda ıslak diş yüzeyinde seramik braketlerle elde edilen en düşük bağlanma değerleri FUJI ve Smart Bond yapıştırıcı gruplarına aittir. FUJI grubu sayısal olarak daha yüksek bağlanma değerleri gösterse de bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değildir. Rezin modifiye cam iyonomer olan FUJI yapıştırıcısının seramik braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması ile ilgili çeşitli çalışmalar mevcuttur (14, 347). Oliviera ve ark., mine yüzeyi modifikasyonu ve kontaminasyon açısından farklı prosedürler uyguladıkları 15' er dişlik gruplara FUJI ve XT yapıştırıcıları ile seramik braketler yapıştırıp, bağlanma değerlerini test etmişlerdir. Bizim çalışmamıza benzer pürüzlendirme ve kontaminasyon protokolleri uyguladıkları XT ve FUJI yapıştırıcı gruplarındaki sonuçlar, elde ettiğimiz bağlanma değerleri ile paralellik göstermiştir (347). Titley ve ark. ise, 3 farklı materyalden elde edilmiş braketlerin bağlanma değerlerini ıslak ve kuru yüzeylerde FUJI yapıştırıcısı ile farklı yaşlandırma sürelerinde test etmişlerdir (14). Seramik braketlerin kullanıldığı gruplarda kompozit esaslı yapıştırıcının bağlanma değerleri, kontaminasyon ve yaşlandırmadan bağımsız olarak FUJI gruplarından yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda termal yaşlandırma uygulandığından dolayı, karşılaştırma yaparken bu çalışmanın uzun dönem sonuçları baz alınmıştır. Seramik braketlerin FUJI ile yapıştırıldığında elde ettikleri uzun dönem bağlanma değerleri, çalışmamızdaki sonuçlardan yüksek bulunmuştur. Bu farklılığın çıkmasında, çalışmamızda termal yaşlandırma uygulamamızın etkisi olduğunu düşünmekteyiz. Literatürde rezin modifiye cam iyonomerlerin seramik braketlerle test edildiği diğer iki çalışmanın bulguları incelendiğinde ise bizim değerlerimizden düşük olduğu gözlenmiştir. Bu farklılığın; Yassaei ver ark. nın FUJI yapıştırıcısını kuru ortamda uygulamaları (357), Carvalho ve ark. nın ise farklı bir rezin modifiye cam iyonomer kullanmaları nedeniyle ortaya çıkmış olabileceğini düşünmekteyiz (364).

Çalışmamızda kullandığımız Smart Bond yapıştırıcısı, seramik braketlerin nemli diş yüzeyine yapıştırıldığı grupta sayısal olarak en düşük ortalama bağlanma değerini göstermiştir. Literatürde seramik braketlerin siyanoakrilat esaslı yapıştırıcılar ile diş yüzeyine yapıştırıldığı çalışma sayısı kısıtlıdır. Al Munajed ve ark. seramik ve metal braketlerin, kompozit esaslı ve siyanoakrilat esaslı materyaller ile diş yüzeyine

yapıştırıldığındaki bağlanma değerlerini, 24 saat ve 3 aylık süre sonunda test etmişlerdir. Sonuç olarak Smart Bond yapıştırıcısının 3 ay yaşlandırma sonunda yeterli bağlanma değeri sağlamadığı, seramik braket ve metal braketlerin yapıştırılmasında kullanımının uygun olmadığını bildirmişlerdir (208). Fakat bizim çalışmamızda, Smart Bond yapıştırıcısının, termal siklus sonrası seramik braketler ile gösterdiği bağlanma değeri kabul edilebilir değerlerin üzerinde bulunmuştur. Bu açıdan, metal ve seramik braketlerin nemli diş yüzeyine yapıştırılmasında kullanılabilir bir yapıştırıcı olduğunu söyleyebiliriz.

Adeziv diş hekimliği literatüründe, seramik restorasyonların rezin esaslı materyaller kullanılarak tamiri ve yapıştırılması ile ilgili oldukça fazla çalışma olmasına rağmen porselen yüzeylere ortodontik ataşmanların yapıştırılmasıyla ilgili araştırmalar sayıca daha kısıtlıdır. Yetişkinlerde ortodontik tedavi uygulamalarının yaygınlaşmasıyla porselen yüzeylerine braket yapıştırılmasının da önemi artmıştır (376). Diş yüzeyine adezyonda kullanılan konvansiyonel methodlar, seramik yüzeylere ortodontik ataşmanların yapıştırılması için yeterli olmamaktadır (377). Bu nedenle literatürdeki çalışmalar ortodontik adezivlerin birbirleriyle kıyaslanmasından ziyade, porselen yüzey işlemlerinin adeziv bağlanma direncine etkisi üzerine yoğunlaşmıştır (222, 238, 315, 378, 379). Oysa ki rezin esaslı yapıştırıcıların performansını en çok etkileyen faktörlerden biri olan nem kontaminasyonunun (114, 348, 363), ortodontik yapıştırıcıların porselen yüzeydeki bağlantısına etkisini inceleyen herhangi bir araştırma bulunmamaktadır. Çalışmamızda lösitle güçlendirilmiş cam seramikler üzerinde nem varlığında test edilen yapıştırıcılar birbirleriyle ve kuru ortamda uygulanan kontrol grubuyla farklı sonuçlar vermişlerdir.

Seramik yüzeyde metal braketler için elde edilen en yüksek ortalama bağlanma değeri, nem kontaminasyonu olmaksızın uygulanan kontrol grubu yapıştırıcısı Transbond XT' ye aittir. Literatürde porselen yüzeylere metal braketlerin bağlanma direncini inceleyen çalışmalarda en çok kullanılan ortodontik yapıştırıcı Transbond XT materyalidir (12, 238, 239, 362, 379-383). Saraç ve ark., feldspatik, floroapatit ve lösitle güçlendirilmiş seramik materyallere farklı yüzey işlemleri uygulayarak metal braketlerin yapışmasını değerlendirmişlerdir. Tribokimyasal yüzey işlemi uyguladıkları lösitle güçlendirilmiş cam seramik yüzeydeki, XT kombinasyonunun

ortalama bağlanma değerinin çalışmamızdaki XT grubuyla yakın olduğu görülmüştür (269). Karan ve ark. ise çalışmalarında 3 farklı cam seramik yüzeye çeşitli yüzey işlemleri uyguladıktan sonra, bu yüzeylere Transbond XT kombinasyonu kullanarak metal braketler yapıştırmışlardır (238). Araştırmacıların, çalışmamızda da kullandığımız lösitle güçlendirilmiş cam seramik yüzeyde bildirdikleri bağlanma değerlerinin bizim sonuçlarımızdan daha düşük olduğu gözlenmiştir. Bu durumun; kullanılan metal braket farklılığının yanısıra test cihazı ve deneyleri yapan operatörün aynı olmaması gibi teknik nedenlere bağlı olabileceğini düşünmekteyiz. Farklı seramiklerin ortodontik yapışma açısından karşılaştırıldığı çalışmalarda, aynı şartlar uygulansa dahi farklı porselenlerin bağlanma değerlerinde değişimler gözlenmiştir (269, 380, 384). Al-Haija ve ark. (384) lösitle güçlendirilmiş cam seramiğe olan bağlantının, feldspatik seramiğe kıyasla daha düşük değerler verdiğini bildirmesine rağmen Saraç ve ark. (269) daha yüksek değerler elde edildiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda farklı seramik yüzeylere olan bağlantı kıyaslanmamıştır. Fakat literatürde Transbond XT kombinasyonlarının feldspatik seramik yüzeyine metal braket yapıştırılmasında kullanıldığı birçok çalışmada (239, 380-383) elde edilen değerlerin bizim elde ettiğimiz değerlerden daha düşük olduğu gözlenmiştir. Ebert ve ark. nın metal braketleri XT yapıştırıcısı ile lösitle güçlendirilmiş cam seramik yüzeye yapıştırdıklarında elde ettikleri bağlanma değerleri, bizim bulduğumuz değerlerden daha yüksektir (12). Fakat bu çalışmada bizden farklı olarak XT primer yerine porselen yüzeylere Monobond Universal (3M ESPE, Almanya) adeziv uygulamışlardır. Bu nedenle elde edilen değerlerin bizim değerlerimizden daha yüksek çıkmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızın seramik yüzey metal braket grubunda SEP yapıştırıcı kombinasyonu ile elde ettiğimiz ortalama bağlanma değeri, nem kontaminasyonunda uygulanmasına rağmen kontrol grubu ile istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır. Bu bulguyu kendinden asitli primerlerin yapılarındaki aktif eleman olan metakrilatlı fosforik asit esterinin nemli ortamda aktive olup, asit-primer olarak görev yapmasına ve porselen ile adeziv arasındaki kovalent bağları arttırmasına bağlı olabileceğini söyleyebiliriz (379). Ayrıca yapılarında esterlelere ek olarak su ve HEMA bulunması sayesinde kazandıkları hidrofilik özelliğin, nem kontaminasyonunda da yüksek bağlanma değeri göstermesiyle ilişkili olabileceği düşüncesindeyiz (366).

Çalışmamızın bu deney grubundaki, kontrol grubu ve SEP grubundan sonra en yüksek bağlanma değerleri MIP ve Prime Master yapıştırıcı gruplarına aittir. Bu iki yapıştırıcı kombinasyonun bağlanma değerleri istatistiksel olarak birbirlerinden farklı bulunmamıştır. Ayrıca Brace Paste yapıştırıcısı da Prime Master grubundan bağlanma değeri açısından istatiksel olarak farklı değildir. Metal braketlerin nem kontaminasyonlu cam seramik yüzeyine bu üç yapıştırıcı ile yapıştırılması sonrası bağlanma değerlerinin yüksek olmasının, bu yapıştırıcıların hidrofilik yapılarından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Literatürde MIP, Prime Master ve Brace Paste yapıştırıcılarının nem kontaminasyonunda seramik yüzeylerde gösterdikleri bağlanma değerleri açısından herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızın FUJI ve Smart Bond grupları, seramik yüzeyde metal braketler ile kullanıldıklarında istatistiksel olarak birbirlerinden farklı olmayan bağlanma değerleri göstermişlerdir. Bu değerler klinik olarak kabul edilebilir değerlerden yüksek olmasına karşılık; kontrol, SEP, MIP, Primer Master ve Brace Paste gruplarından anlamlı olarak düşüktür. Literatürde FUJI yapıştırıcısının seramik yüzeye olan bağlanma değerleri ile alakalı çeşitli sonuçlar bildirilmiştir (239, 381, 385, 386). Kitayama ve ark. ve Larmour ve ark. nın FUJI yapıştırıcısı için bildirdiği sonuçlarda, çalışmamıza benzer şekilde karşılaştırıldıkları rezin esaslı kompozit yapıştırıcılardan daha düşük bağlanma değerleri gözlenmiştir. Fakat iki çalışmada da nem kontaminasyonu olmaksızın porselen yüzeylerine yapıştırılan FUJI ve kompozit esaslı yapıştırıcının bağlanma değerleri çalışmamızdaki değerlerden oldukça yüksek çıkmıştır. Yaşlandırma prosedürünün uygulanmaması ve materyal olarak feldspatik seramik kullanılmasının bu farklılıkta rolü olabileceği düşüncesindeyiz (385, 386). Costa ve ark. nın yaptıkları iki ayrı çalışmada, kuru seramik yüzeyine uygulanan FUJI ve XT yapıştırıcısı için bildirdikleri bağlanma değeri sonuçlarının, çalışmamızın bağlanma değerlerinden daha düşük olduğu gözlenmiştir (239). Bu çalışmalarda, kontrol grubu olarak kullanılan XT yapıştırıcısı sonuçlarımıza benzer şekilde, en yüksek bağlanma değerleri vermiştir.

Smart Bond yapıştırıcısının nem ile kontamine edilmiş seramik yüzeylerde metal braketler ile kullanılması sonucu ortaya çıkan bağlanma değerleri de klinik olarak kabul edilebilecek düzeyde bulunmuştur. Wael, seramik yüzeye metal braket yapıştırılması amacıyla Smart Bond yapıştırıcısı kullanımında kompozit esaslı

yapıştırıcıya kıyasla düşük bağlanma değerleri ortaya çıktığını bildirmiştir (387). Çalışmamızdaki sonuçlar da bu araştırmacıyı desteklemektedir.

Nem kontaminasyonu varlığında, metal braketlerin lösitle güçlendirilmiş cam seramik yüzeyine yapıştırıldığı deney grubumuzun istatistiksel olarak en düşük ortalama bağlanma değeri Assure yapıştırıcı grubunda gözlenmiştir. Literatürde Assure yapıştırıcısının bağlanma dayanıklılığının nem kontaminasyonuyla seramik yüzeylerde değerlendiriği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Fakat kuru seramik yüzeyinde Assure Universal Bonding ajanı kullanılarak test edildiği çalışmalar mevcuttur (362, 377, 380). Bu çalışmalarda yapıştırıcı kompozit ve seramik yüzeyi yönüyle bizim deney grubumuzdan farklılıklar göstermektedir. Toodehzaeim ve ark. nın bildirdiği bağlanma değerlerinin bizim değerlerimizle yakın olduğu görülmüştür (377). Naseh ve ark. ve Amirabadi ve ark., ise bizim sonuçlarımızdan daha yüksek bağlanma değerleri bildirmişlerdir (362, 377). Bizim sonuçlarımızın bu çalışmalardan düşük olmasının nedeninin nem kontaminasyonuna bağlı olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca yapıştırıcı rezin farklılığı da bu değerlerin ortaya çıkmasında rol oynamış olabileceği kanısındayız.

Çalışmamızdaki yapıştırıcıların bağlanma değerleri açısından değerlendirildiği son deney grubu, safir braketlerin nem kontaminasyonlu seramik yüzeylere yapıştırıldığı gruptur. Bu grup içerisinde en yüksek bağlanma değeri MIP kombinasyonunda gözlense de, MIP bağlanma değerleri kontrol yapıştırıcısı olan XT ve SEP kombinasyonlarıyla istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır. En düşük bağlanma değerlerini veren Assure, Smart Bond ve FUJI yapıştırıcıları hariç diğer yapıştırıcıların sayısal bağlanma değerleri birbirlerine yakın bulgular vermiştir. Braket ve yüzey farklılıkları gözetmeksizin tüm yapıştırıcılara bakıldığında, en düşük bağlanma değerleri bu üç yapıştırıcı grubunda gözlenmesine karşılık bu değerlerin tamamı klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değerlerinin üzerindedir. Literatürde çalışmamıza benzer yapıştırıcıların seramik braketler ile seramik yüzeylerde test edildiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Ortodontik materyal seçiminde bağlanma direnci dışında etkili olan diğer faktörler ise ataşmaların sökümü sonrası yapıştırıcıların yüzeyde bıraktığı adeziv miktarı ve hasar oluşturma ihtimalidir. Artık adeziv miktarının değerlendirilmesi

amacıyla kullanılan ARI skorlaması ilk olarak Artun ve Bergland tarafından 4 skor şeklinde tanıtılmıştır (300). Bishara ve Trulove ise ilerleyen yıllarda 5 skorlu modifiye ARI skorlamasını literatüre sunmuşlardır (49). Bizim çalışmamızda artık adeziv miktarının değerlendirilmesi amacıyla bir çok çalışmada da kullanılan 4 skorlu olan indeks tercih edilmiştir (2, 14, 108, 109, 328, 348, 371). ARI skorlaması yüzeyde kalan adeziv miktarı açısından bilgi vermesine karşılık oluşabilecek yüzey ve braket kırığı hakkında yeterli bilgi sağlayamamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda ARI skorlamasına ek olarak braket kırığı ve yüzey hasarının bildirildiği ayrılma tipleri de incelenmiştir.

Yüzeyde kalan artık skorunun ve yüzey hasarının tespiti amacıyla taramalı elektron mikroskobu, profilometre, görüntü analiz programları, stereo mikroskop, fotoğraf makinesi veya çıplak göz ile değerlendirilen çeşitli kantitatif ve kalitatif metotlar kullanılmaktadır (388). Büyütme oranının ARI skoruna etkisinin incelendiği bir çalışmada 20x büyütme oranının 10x büyütme ve çıplak göz ile analize göre daha güvenilir olduğu rapor edilmiştir (389). Öte yandan Öz ve arkadaşlarının ARI skorlaması için farklı metodları kullandıkları çalışmalarında 20x büyütmede stereo mikroskop ve görüntü analiz programı arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir (388). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda örneklerin ARI skorları ve yüzey hasarının incelenmesi 20x büyütme altında stereo mikroskop kullanılarak yapılmıştır.

Ortodontik tedavide diş hareketlerinin sağlanması kadar tedavi bitiminde braketlerin sökümü esnasında diş ve restorasyon yüzeylerinin hasar görmemesi de önemlidir. Bu nedenle araştırmalar, braketlerin yapışmasında maksimum bağlanma dayanımları yerine braketlerin tedavi süresince ağızda kalmasını sağlayabilecek optimum bağlanma dayanımlarını önermektedir. Braket sökümü sonrası meydana gelen ayrılma tipleri oluşabilecek yüzey hasarları ve kopmanın gerçekleştiği zayıf nokta hakkında yorum yapabilmeye imkan sağlamaktadır. Bu ayrılmaların, rezin ile diş veya restorasyon yüzeyinden, braket tabanı ile rezin arasından, yapıştırıcı ara yüzünden, braket materyali içinden, diş veya restorasyon içinden gerçekleşebileceği bildirilmiştir (106). Braket sökümü sonrası artığın hangi yüzeyde kaldığı ve artık miktarı; braketlerin taban dizaynı, kullanılan yapıştırıcı çeşidi, yapıştırılan yüzey, kontaminasyon ve bağlanma direnci gibi farktörlerden etkilenmektedir (390).

Çalışmamızda farklı yüzeyler ve farklı braket tiplerinde çeşitli ARI skorları ve ayrılma paternleri gözlenmiştir.

Yüzeyde yapıştırıcı artığı kalmaksızın ayrılmayı ifade eden ARI 0 skoru, yapıştırıcının yüzeye olan bağlanma değerinin, brakete olan bağlanma değerinden ve rezinin kendi içindeki kırılma direncinden düşük olduğunu gösterebilir. Fakat yüzeyin kopma sonrası yapıştırıcı ile birlikte uzaklaşması da bu skorlamada ARI 0 skoruna denk gelmektedir. Yani ARI 0 skoru ayrılma tipi açısından değerlendirildiğinde, yapıştırıcı ile yüzey arasındaki adeziv ayrılmayı veya yüzeyde koheziv ayrılmayı ifade etmektedir. ARI 1 skorunda ise, yapıştırıcının %50' sinden az kısmının yüzeyde kalması, rezinin braket tabanına olan bağlanma değerinin yüzeye olan bağlanma değerinden daha yüksek veya yakın olabileceğini ifade etmektedir. Öte yandan ARI 2 skorunda, yapıştırıcının %50' sinden fazlasının yüzeyde kalması, rezinin yüzeye olan bağlanma değerinin brakete olan bağlanma değerinden daha yüksek veya yakın olabileceğini göstermektedir. ARI 1 ve ARI 2 skorunda rezin içerisinde koheziv ayrılma gözlenebileceği gibi yüzeyde koheziv ayrılma da gözlenebilmektedir. ARI 3 skoru ise artık rezinin tamamının diş yüzeyinde kalması yönüyle brakete olan bağlanma değerinin yüzeye olan bağlanma değerinden ve rezinin koheziv kırılma değerinden daha düşük olabileceğini ifade etmektedir. Bu durum ayrılma tipi olarak rezin ile braket arasındaki adeziv ayrılma olarak adlandırılabilir. Bu üç ARI skoru içerisinde, koheziv braket ayrılma tipi gözlenebilmektedir. Çalışamızda sadece safir braket gruplarında gözlenen bu ayrılma tipi, braket materyalinin koheziv kırılma değerine bağlı olarak ortaya çıkabilmektedir. Tüm bu bilgilerden yola çıkarak, ARI skorlamasının ayrılma tipleri ile birlikte değerlendirilmesi, verilerin daha doğru yorumlanmasına imkan sunmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda ARI skorları ile ayrılma tiplerinin sınıflaması birlikte yorumlanmıştır.

Metal braketlerin nemli diş yüzeylerine yapıştırıldığı gruplarda, PM ve BP dışındaki yapıştırıcıların ARI 1 skorunda yoğunlaştığı görülmektedir. PM yapıştırıcısında ARI 1 ve ARI 2 skorlarının, BP yapıştırıcısında ARI 0 ile ARI 1 skorlarının eşit oranda olduğu gözlenmiştir. PM dışındaki yapıştırıcılarda rezin braket tabanında kalma eğilimindedir. Bu durum klinik açıdan değerlendirildiğinde, braket sökümü sonrası yapıştırıcı temizliğinin daha kolay, kısa sürede ve hasta için

daha konforlu şekilde yapılmasına imkan sunmaktadır (391). Ayrılma tipleri açısından değerlendirildiğinde; XT, SEP ve MIP grubunda koheziv yüzey kırığı ve koheziv rezin kırığı oranlarının aynı olduğu gözlenmiş olup; koheziv yüzey kırığının diğer gruplara göre fazla olduğu görülmüştür. Bu üç yapıştırıcı kombinasyonunun grup içerisinde en yüksek bağlanma dayanımları göstermeleri, artık adeziv ve ayrılma tipi açısından benzerliklerini açıklayabilmektedir. Mine yüzeyinde koheziv kırık oranının yüksek olmasının, yapıştırıcıların mineye bağlanma değerlerinin yüksek olmasından kaynaklandığı düşüncesindeyiz. FUJI, SB ve ASS yapıştırıcılarında ise koheziv yüzey kırığına rastlanmamıştır. Bu üç yapıştırıcının grup içindeki en düşük bağlanma değerlerini vermesi nedeniyle yüzey kırığı oluşturmadığı çıkarımında bulunabiliriz. Literatürde de bizim bulgularımızı destekler şekilde, yüksek bağlanma dayanımının braket sökümü sonrasında yüzey hasarına neden olabileceğini bildiren çalışmalar mevcuttur (372, 373).

Metal braketlerin nem kontaminasyonu varlığında diş yüzeyine SEP ve MIP yapıştırıcı kombinasyonları ile yapıştırılması, altın standart olarak belirtilen XT yapıştırıcı kombinasyonuyla yakın bağlanma değerleri vermiştir. Fakat in-vitro makaslama kuvveti sonrası mine hasarı açısından değerlendirildiğinde ise bu üç yapıştırıcı grubunda daha çok yüzey hasarına rastlanmıştır. Bu durum yüzey hasarı nedeniyle kullanımlarının kısıtlanabileceğini düşündürmesine karşılık, literatürde braketlerin klinik olarak sökümünde makaslama kuvvetine benzer yüzey hasarlarının daha az meydana geldiği bildirilmiştir (380, 392). Nem kontaminasyon riskinin fazla olduğu ve braketlere gelecek karşıt diş temaslarına bağlı olarak braketlerin kopma ihtimalinin yüksek olduğu durumlarda SEP ve MIP yapıştırıcı kombinasyonlarının kullanımının avantajlı olabileceği düşüncesindeyiz. Ayrıca aynı kompozit yapıştırıcı ile kullanılan ve çalışmamızda benzer bulgular göstermelerine karşılık, SEP' in kendinden asitli yapısı nedeniyle ilave asitleme gerektirmemesi MIP' e kıyasla süre ve uygulama kolaylığı açısında avantaj sağlayabilir.

Nem kontaminasyonlu diş yüzeyinde test edilen PM ve BP yapıştırıcıları altın standart olan XT yapıştırıcı kombinasyonuna yakın bağlanma değerleri göstermiştir. Fakat bu iki yapıştırıcı grubunda XT' ye nazaran daha az yüzey hasarı meydana gelmiştir. Bundan dolayı PM ve BP yapıştırıcılarının nem izolasyonunun zor olduğu durumlarda metal braketler ile kullanımı uygun olabilir. Fakat bu iki yapıştırıcıdan

PM yapıştırıcısı, ilave primer ajan uygulaması gerektirmemesi yönüyle konvansiyonel 3 basamaklı bir sistem olan BP yapıştırıcısına göre uygulama prosedürü açısında daha avantajlı olabileceği düşüncesindeyiz.

Çalışmamızın diş yüzeyi metal braket grubunda en düşük bağlanma değerleri veren FUJI, ASS ve SB yapıştırıcılarının ise herhangi bir yüzey hasarı oluşturmamaları klinik olarak kullanımlarında avantaj oluşturabilir. Bu üç yapıştırıcı da nem kontaminasyonlu diş yüzeylerinde, klinik olarak kabul edilebilir minimum ortodontik bağlanma değerlerinden (3, 380) yüksek bağlanma değerleri göstermişlerdir. Çalışmamızdan elde edilen ayrılma tipi bulguları doğrultusunda, bu 3 yapıştırıcının mine çatlağı bulunması veya geniş restorasyonlar nedeniyle diş dokusunun zayıf olduğu durumlarda kullanımının yüzey bütünlüğünün korunması açısından avantajlı olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca FUJI ve ASS yapıştırıcılarının çürük insidansının yüksek olduğu bireylerde kullanımı, flor salma mekanizmaları nedeniyle çürük oluşumunun engellenmesi açısından avantaj sağlayabilir. Öte yandan nem kontaminasyonunun zor olduğu vakalarda, SB yapıştırıcısının primer uygulaması gerektirmemesi yönüyle hasta başında geçirilen zamanı azaltabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Safir braketlerin nemli diş yüzeylerine yapıştırıldığı gruplardaki MIP, FUJI, SB, ve BP yapıştırıcıları ARI 1 skorunda, ASS yapıştırıcısı ise ARI 2 skorunda yoğunlanmıştır. ARI 1 ve ARI 2 skorlarının yaygın olduğu yapıştırıcıların ayrılma tipleri değerlendirildiğinde, FUJI, SB ve ASS yapıştırıcılarında koheziv yüzey kırığına rastlanmazken, MIP ve BP yapıştırıcılarında koheziv yüzey kırıkları gözlenmiştir. Bu durum mine yüzeyine olan bağlanma değerleri ile birlikte yorumlandığında MIP ve BP yapıştırıcılarının bağlanma değerlerinin daha yüksek olmasından kaynaklı yüzey hasarına sebebiyet vermiş olabileceğini düşünmekteyiz. FUJI, SB ve ASS yapıştırıcılarında ise daha çok koheziv rezin kırığına rastlanmıştır. Bu bulgunun diğer yapıştırıcılar gibi kompozit esaslı olmamaları nedeniyle rezinlerin koheziv dirençlerinin daha düşük olmasından kaynaklanabileceği düşüncesindeyiz. Bu grupta ARI 3 skorunun daha yoğun gözlendiği yapıştırıcılar ise XT, PM ve SEP kombinasyonlarıdır. Ayrıca bu 3 grupta yüzey kırığına da rastlanmamıştır. Bu yapıştırıcıların mine yüzeyinde yüksek bağlanma değerleri göstermelerine karşın yüzeyde koheziv kırık oluşturmamalarının sebebinin kullandığımız safir braketlerin

özel taban dizaynı olabileceğini düşünmekteyiz. Üretici firma tarafından belirtilen bu özellik, yüzey kırığına neden olabilecek bağlanma değerlerinde ayrılmanın braket tabanı ve rezin arasında oluşmasına imkan sağlayabilmektedir. Ve böylece yüzeyin zarar görmesinin önüne geçilebileceği bildirilmiştir. Safir braket gruplarında BP yapıştırıcısı haricindeki bütün yapıştırıcılarda en az bir örnekte braket kırığına da rastlanmıştır. Literatürde seramik braketlerin düşük kırılma direnci gibi bir dezavantaja sahip olduğu bildirilmiştir. Metal braketlerde kırılma öncesinde %20 civarında gözlenen plastik deformasyon miktarı, seramik braketlerde %1 civarındadır (52). Bunun sonucu olarak çalışmamızın bazı örneklerinde de rastladığımız braket kırıkları meydana gelebilmektedir.

Çalışmamızın safir braketlerin nem kontaminasyonlu diş yüzeyinde elde ettiğimiz bulgularımız ve literatür ışığında bu yapıştırıcıların kullanımı açısından bir takım çıkarımlar yapmak mümkündür. Bu deney grubunda kontrol grubuyla benzer bağlanma değerleri gösteren PM ve SEP yapıştırıcılarının; yüksek bağlanma değerlerine karşılık yüzey kırığına neden olmamaları ve konvansiyonel 3 basamaklı yapıştırıcı sistemlere nazaran daha az uygulama basamağı gerektirmesi yönüyle nem kontaminasyonu riski bulunduğunda avantaj oluşturabileceği kanısındayız. Fakat bu iki yapıştırıcı grubunda, ARI 3 skorunun yoğun olması braket sökümü sonrasında diş yüzeyinin temizlenmesi açısından hasta başında geçirilecek süreyi uzatabilir. Ayrıca braket sökümü sonrası hasar görmeyen yüzeyin, artık temizliğinde de zarar görmemesi, klinisyenlerin dikkatli olmasıyla ve doğru bir temizleme aracı seçimiyle mümkün olabilir (393).

MIP ve BP yapıştırıcılarının nem kontaminasyonlu diş yüzeyinde safir braket bağlanma değerleri kontrol grubuna yakın olmasına karşılık, kontrol grubunda gözlenmeyen yüzey kırıkları bu iki yapıştırıcıda gözlenmiştir. Literatürde de bu bulguya benzer şekilde, ARI skorları ve ayrılma tipinin, bağlanma değerleri ile her zaman uyumlu olmayabileceği bildirilmiştir (394, 395). Çalışmamızdaki bulgular ışığında, MIP ve BP yapıştırıcılarının safir braketler ile kullanıldığında %25 ile %35 oranında meydana gelen diş yüzeyi hasarı nedeniyle, diş minesinin zayıf olduğu düşünülen durumlarda alternatif yapıştırıcıların tercih edilebileceği düşüncesindeyiz.

Çalışmamızda cam seramik yüzeylere metal braketlerin yapıştırıldığı gruplarda ARI skorlarının 2 skorunda yoğunlaştığı gözlenmiş olup yapıştırıcılar arasında ARI

skoru açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Ancak ayrılma tipleri değerlendirildiğinde, yapıştırıcılar arasında bir takım farklılıklar gözlenmiştir. Thurmond ve ark, seramik ve yapıştırıcı arasındaki bağlanma değerinin 13 MPa' dan yüksek olması durumunda seramikte koheziv kırık oluşabileceğini bildirmişlerdir (396). Çalışmamızda da bu bulguya benzer şekilde ortalama bağlanma değerlerinin 13 MPa' ı aştığı ASS dışındaki bütün yapıştırıcılarda seramik yüzeyde koheziv ayrılmalara rastlanmıştır. Literatürü destekler şekilde; yüksek bağlanma değerlerinin elde edildiği XT, PM, MIP, SEP ve BP yapıştırıcılarında daha çok yüzey kırığı gözlenirken, düşük bağlanma değerleri gözlenen FUJI, SB ve ASS yapıştırıcılarında daha çok koheziv rezin kırığına rastlanmıştır. Yapılan çalışmalarda kompozit rezin esaslı yapıştırıcıların mekanik özellikleri nedeniyle koheziv kırılmalara karşı daha dirençli olduğu bildirilmiştir (397-399). Buradan yola çıkarak, çalışmamızın seramik yüzey metal braket gruplarında, koheziv rezin kırıklarının en çok gözlendiği FUJI, SB ve ASS yapıştırıcılarının mekanik özelliklerinin kompozit rezin yapıştırıcılar kadar güçlü olmamaları nedeniyle bu bulguları elde ettiğimiz düşüncesindeyiz. Yapıştırıcı, yüzey ve braket kompleksinde en düşük mekanik dayanımın yapıştırıcı iç yapısında olduğu durumlarda koheziv rezin kırıklarının gözlendiği ve yüzey hasarı oluşma ihtimalinin daha düşük olduğu bilinmektedir (373).

Çalışmamızda da benzer şekilde, koheziv rezin kırığının fazla olduğu yapıştırıcılarda daha az seramik yüzey hasarına rastlanmıştır. Seramik yüzeylerde metal braketler ile kullandığımız PM ve SEP yapıştırıcılarının, nem kontaminasyonuna rağmen altın standart olarak belirtilen XT yapıştırıcı kombinasyonunun kuru ortamda gösterdiği seramik yüzey hasarından daha fazla yüzey hasarı oluşturduğu gözlenmiştir. Bu bulgunun, PM ve SEP yapıştırıcılarının yüzey hasarı oluşturması yönüyle seramik yüzeylerde kullanımının kısıtlayabileceği kanısındayız.

MIP ve BP yapıştırıcılarının nemli seramik yüzeyinde metal braketler ile grup içindeki ortalama bağlanma değeri üzerinde kopma direnci göstermiş ve yüksek bağlanma değerleri gösteren diğer yapıştırıcılardan daha az yüzey hasarı oluşturmuştur. Bu nedenle yüksek ortodontik bağlanma kuvvetinin amaçlandığı ve nem kontrolünün zor olduğu seramik restorasyon yüzeylerine metal braketlerin

yapıştırılmasında MIP ve BP yapıştırıcılarının tercih edilebilecekleri düşüncesindeyiz.

Seramik yüzey metal braket grubunun en düşük bağlanma dayanımı gösteren FUJI, SB ve ASS yapıştırıcılarının bağlanma değerleri, kabul edilebilir ortodontik bağlanma değerinden yüksek bulunmuş ve deney grubundaki diğer yapıştırıcılara kıyasla daha az yüzey hasarı göstermiştir. Bundan dolayı, bu üç yapıştırıcının nem kontaminasyonunda seramik restorasyonlara metal braket yapıştırılması amacıyla kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda cam seramik yüzeylere safir braketlerin yapıştırıldığı gruplarda ARI skorlarının 1,2 ve 3 skorlarında dağıldığı gözlenmiş olup bazı yapıştırıcılar arasında ARI skoru açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülmüştür. Braket ve rezin arasındaki adeziv ayrılma tipini de ifade eden ARI 3 skoru, grubun ortalama bağlanma dayanımlarından yüksek değerler gösteren XT, PM, MIP, SEP ve BP yapıştırıcılarında gözlenmiştir. Yüksek bağlanma değerlerine karşılık yüzeyde koheziv ayrılmadan çok braket-rezin arayüzünde adeziv ayrılma gözlenmesinin, kullanılan safir braketlerin özel taban dizaynından kaynaklandığı düşüncesindeyiz. Bu yapıştırıcı gruplarında, braket ile rezin arasındaki bağlantının, yapıştırıcının koheziv direnci ve rezin-seramik bağlantısından daha düşük olduğunu düşündürmüştür. Literatürde bu durumun yüzey hasarı açısından avantaj oluşturacağı bildirilmiştir (324, 364, 378). Çalışmamızda da koheziv rezin ayrılmasının gözlendiği yapıştırıcılarda yüzey hasarı yanlızca XT ve PM yapıştırıcılarının birer örneğinde görülmüştür.

Safir braketlerin seramik yüzeylere FUJI, SB ve ASS kullanılarak yapıştırıldığı durumlarda FUJI yapıştırıcısında ARI 1 ve 2 skoru eşitken; SB ve ASS yapıştırıcılarında ARI 2 skoru yoğunluktadır. Ayrılma tipi açısından incelendiğinde ise ARI 1 ve 2 skorları koheziv rezin ayrılmasını ifade etmektedir. Aynı zamanda grubun en düşük bağlanma değerlerini veren FUJI, SB ve ASS yapıştırıcılarında herhangi bir yüzey hasarına rastlanmamıştır. Bu yapıştırıcıların seramik yüzeylerde safir braketlerle verdikleri düşük bağlanma dayanımının, yapıştırıcıların koheziv kırılma dirençlerinin daha düşük olması ile açıklanabilir.

Nem kontaminasyonlu seramik yüzeye safir braket yapıştırmak için kullandığımız PM, MIP, SEP ve BP yapıştırıcılarının, kuru seramik yüzeyinde

uygulanan ve altın standart olarak kabul edilen XT yapıştırıcı kombinasyonuna yakın bağlanma değerleri verdiği görülmüştür. Ayrıca söküm sonrası bu 4 yapıştırıcıda sadece 1 örnekte yüzey hasarı gözlenmiştir. Bu yapıştırıcıların diğer 3 yapıştırıcı grubuna (FUJI, SB, ASS) göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermelerine karşılık söküm sonrası gösterdikleri düşük yüzey hasarının sağladığı avantaj nedeniyle, nem kontrolünün zor olduğu durumlarda seramik yüzeylere safir braketlerin yapıştırılması amacıyla kullanılabilir olduğu düşüncesindeyiz.

Çalışmamızın diğer bir araştırma unsuru olan SEM incelemesinde, mine yüzeyi ve porselen yüzeyi hazırlıklarının etkisi, yapıştırıcıların yapısı hakkında elde edilen çeşitli bulgular ile bağlanma değerleri ve ayrılma tiplerinin daha detaylı yorumlanması mümkün olmuştur. Mine yüzeyine uygulanan iki farklı asidin, yüzeyde oluşturdukları pürüzlülük miktarının farklı olduğu gözlenmiştir (Resim 4.1). OFA uygulaması sonrası mine yüzeyinde oluşan mikro mekanik tutucu alanların, poliakrilik asit uygulaması sonrası meydana gelen yüzey değişikliklerinden daha yaygın olduğu görülmüştür (Resim 4.1.b). Literatürde de poliakrilik asit uygulamasının yüzeyi pürüzlendirmediği, daha çok yüzeyin temizlenmesine ve ıslanabilirliğinin artttırılmasına imkan sağladığı bildirilmiştir. Diş yüzeyinde FUJI Ortho LC yapıştırıcısı uygulamalarında üretici firma tarafından kullanımı önerilen poliakrilik asit yapısındaki FUJI Conditioner' ın yüzeyde herhangi bir mikro tutucu alan oluşturmadığı çalışmamızın SEM incelemelerinde de gözlenmiştir. FUJI Ortho LC gibi rezin modifiye cam iyonomer yapıştırıcıların diş yüzeyindeki kalsiyum ile şelasyon oluşturma yoluyla yüzeye fizikokimyasal olarak tutunduğu bilinmektedir. Bu nedenle OFA gibi daha kuvvetli asitlerin oluşturduğu mikro tutucu alanların cam iyonomer esaslı yapıştırıcılarda yüzey hazırlığı açısından gerekli olmadığı bildirilmiştir (176, 368). Ayrıca ARI skoru ve ayrılma tipi açısından değerlendirildiğinde; FUJI yapıştırıcısını kullandığımız diş yüzeyi gruplarında herhangi bir kırık yüzeye rastlanmaması, ayrılmanın genellikle mine-rezin arayüzü veya rezin içerisinden olması ile poliakrilik asitle dağlama sonrası elde ettiğimiz SEM bulguları anlam kazanmaktadır. Carvalho ve ark. ve Oliviera ve ark.nın çalışmalarında, bizim FUJI yapıştırıcısındaki bulgularımıza benzer şekilde ARI 0, ARI 1 skorlarının ve ayrılma tipi olarak da koheziv rezin kırığının daha yaygın olduğu bildirilmiştir (347, 364). Çalışmamızın tüm bu bulgularını birlikte

yorumladığımızda, FUJI Ortho LC yapıştırıcısı öncesinde poliakrilik asit uygulamasının yüzeyde ortofosforik asit kadar mikro mekanik tutucu alanlar oluşturmadığı ve bu durumun yüzeyin bütünlüğünün korunması açısından önemli olduğu düşüncesindeyiz.

SEM analizinde seramik yüzeylerde uyguladığımız mekanik cila, HF asit ve tribokimyasal silika kaplama işlemlerinin yüzeyde farklı etkiler oluşturduğu gözlenmiştir. Mekanik cilalama sonrası klinik olarak gözlenen parlak yüzey görüntüsü (Resim 3.18.d) SEM incelemesinde düzgün yüzey paterni olarak gözlenmiştir (Resim 4.2.a). Literatürde seramik yüzeylere mekanik bağlantının sağlanabilmesi amacıyla cilalı seramiğin parlak kısmının ortadan kaldırılması gerektiği bildirilmiştir (240). Ayrıca çeşitli çalışmalarda seramik yüzeylerin çeşitli ajanlar kullanılarak seramiğin cam matriksinin çözülmesi ve oluşan düzensiz yapıya mekanik tutunmanın sağlanması amaçlanmıştır (250, 251, 271). Çalışmamızda seramik yüzeyinin yapışmaya uygun hale getirilmesi amacıyla uyguladığımız yöntemlerden biri olan HF asit uygulaması sonrasında seramik yüzeyde mikro pöröziteler gözlenmiştir (Resim 4.2.b). Seramik yüzeylere ortodontik bağlantıyla ilgili yapılan bir derlemede tek başına uygulanan mekanik pürüzlendirmenin, kumlama ve HF uygulamalarının kombine kullanımı kadar etkin olmadığı rapor edilmiştir (315). Ayrıca başka bir çalışmada, tribokimyasal silika kaplama işleminin çalışmamızda kullandığımız lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin adezyona hazırlanmasında kullanılabilecek etkin bir yöntem olduğu bildirilmiştir (238). Yaptığımız SEM incelemesinde, cam matriksin çözünmesine imkan sağlayan HF asit uygulamasını takiben tribokimyasal silika kaplama uygulaması sonrasında pürüzlülüğün arttığı, cam matriks dışındaki lösit kristallerinde de pürüzlendirilme elde edildiği, gözlenmiştir (Resim 4.3.c). Yapıştırıcıların nem kontaminasyonlu seramik yüzeyindeki etkinliklerinin kıyaslandığı bu çalışmada, bu iki pürüzlendirme yönteminin kombinasyonu ile yüzeyin ideale yakın şekilde hazırlanmasını amaçlamış bulunmaktayız. Böylece yüzey modifikasyonuna bağlı faktörlerden kaynaklanabilecek yapışma problemlerini azaltmış olduğumuzu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullandığımız yapıştırıcıların yapısal kompozisyonu ve braketlerin sökümü sonrası yapılarında gözlenen değişiklikler de SEM analizinde incelenmiştir. Transbond XT yapıştırıcısının kullanıldığı XT, MIP ve SEP

gruplarının SEM görüntüleri Resim 4.3’ te, Prime Master LC ve Brace Paste yapıştırıcılarının SEM görüntüleri 4.4’ te, FUJI Ortho LC, SmartBond LC ve Assure yapıştırıcılarının SEM görüntüleri ise Resim 4.5’te görülmektedir. Tüm gruplarda bağlanma dayanımı açısından en düşük değerlerin gözlendiği FUJI, SB ve ASS yapıştırıcılarının SEM görüntüleri diğer grupların SEM görüntülerinden birtakım farklılıklar göstermiştir. FUJI ve ASS yapıştırıcılarının yapılarında koheziv çatlakların yoğun olduğu görülmüştür. SB grubunda ise inorganik doldurucuların diğer yapıştırıcılar kadar yoğun olmadığı gözlenmiştir. Literatürde bu iki durumun da rezinlerin yapısal sağlamlığını azalttığı rapor edilmiştir (400). Ayrıca bu üç yapıştırıcıda ayrılma tipi olarak en çok koheziv rezin kırığının gözlenmesi SEM analiz bulgularını destekler niteliktedir.

7. SONUÇLAR

Nem kontaminasyonlu diş ve seramik yüzeyinde, metal ve safir braketler kullanılarak; bağlanma dayanımı, ARI skorlaması ve SEM analizi ile 8 farklı ortodontik yapıştırıcının in-vitro olarak kıyaslanmasına ait sonuçlar şu şekildedir:

1. Bu tez çalışmasında in-vitro olarak değerlendirilen tüm yapıştırıcıların nem varlığındaki ortalama bağlanma değerleri, kabul edilebilir minimum ortodontik bağlanma değerlerinin üzerinde olduğu gözlenmiştir.
2. Diş yüzeyine metal braketlerin yapıştırıldığı durumlarda en yüksek bağlanma değerleri üç aşamalı Transbond XT kontrol grubunda ve Transbond Plus Self Etch Primer-Transbond XT yapıştırıcı kombinasyonunda gözlenmiştir. En düşük bağlanma değerleri ise; FUJI Ortho LC, SmartBond LC ve Assure yapıştırıcılarında gözlenmiştir.
3. Diş yüzeyine safir braketlerin yapıştırıldığı durumlarda en yüksek bağlanma değerleri üç aşamalı Transbond XT kontrol grubu, Prime Master LC yapıştırıcısı, Transbond MIP-Transbond XT yapıştırıcı kombinasyonu ve Transbond Plus Self Etch Primer-Transbond XT yapıştırıcı kombinasyonunda gözlenmiştir. En düşük bağlanma değerleri ise; FUJI Ortho LC, SmartBond LC yapıştırıcılarında gözlenmiştir.
4. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik yüzeyine metal braketlerin yapıştırılmasında en yüksek bağlanma değerleri üç aşamalı Transbond XT kontrol grubunda ve Transbond Plus Self Etch Primer-Transbond XT yapıştırıcı kombinasyonunda gözlenmiştir. En düşük bağlanma değerleri ise; Assure yapıştırıcısında gözlenmiştir.
5. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik yüzeyine safir braketlerin yapıştırılmasında en yüksek bağlanma değerleri üç aşamalı Transbond XT kontrol grubu, ve En düşük bağlanma değerleri ise; FUJI Ortho LC, SmartBond LC ve Assure yapıştırıcılarında gözlenmiştir.

6. Diş yüzeyi metal braket gruplarında en çok yüzey hasarı kontrol grubu olan konvansiyonel Transbond XT, Transbond MIP-Transbond XT yapıştırıcı kombinasyonu ve Transbond Plus Self Etch Primer-Transbond XT yapıştırıcı kombinasyonunda gözlenmiştir.
7. Diş yüzeyi safir braket gruplarında en çok yüzey hasarı Brace paste yapıştırıcısı ve Transbond MIP-Transbond XT yapıştırıcı kombinasyonunda gözlenmiştir.
8. Cam seramik yüzey metal braket gruplarında SmartBond LC, FUJI Ortho LC ve Assure yapıştırıcıları hariç tüm yapıştırıcılardaki örneklerin yarısından fazlasında seramik yüzey hasarı gözlenmiştir.
9. Cam seramik yüzey safir braket gruplarında ise Transbond XT kontrol grubu ve Prime Master LC yapıştırıcı grubunun birer örneği dışında hiçbir yapıştırıcı grubunda seramik yüzey hasarı gözlenmemiştir.

Çalışmamızın deney gruplarında test edilen yapıştırıcıların tamamı bağlanma değeri açısından nem kontrolünün zor olduğu durumlarda kullanılabilir olarak bulunmuştur. Konvansiyonel Transbond XT yapıştırıcı kombinasyonuna en yakın değerler hemen hemen bütün gruplarda Transbond Plus SEP-Transbond XT yapıştırıcı kombinasyonu ve Prime Master LC yapıştırıcısında gözlenmiştir. Bu iki yapıştırıcı, yüksek ortodontik bağlanma değerlerine ihtiyaç duyulan ve nem kontrolünün zor olduğu klinik durumlarda, konvansiyonel Transbond XT' ye alternatif olarak düşünülebilir. Transbond SEP kombinasyonu ve Prime Master yapıştırıcısının klinik uygulama aşamalarının da konvansiyonel üç basamaklı sistemlere göre azaltılmış olması, klinisyenlere hasta başında geçirilen süre yönünden avantaj sağlayacaktır.

Tüm gruplarda yüksek bağlanma değerleri gösteren yapıştırıcıların yüzey hasarı riskini de artırabileceği gözlenmiştir. Bu nedenle klinik pratiğinde yüksek bağlanma değerleri elde ettiğimiz yapıştırıcıların kullandığı durumlarda, yüzey hasarının oluşmasını engellemek açısından braket sökümünün dikkatli yapılmasını önermekteyiz. Yüzeylerin kırılma riskinin yüksek olduğu düşünülen klinik durumlarda, FUJI Ortho LC, Smart Bond LC ve Assure yapıştırıcılarının kullanımı yüzey bütünlüğünün korunması açısından avantaj sağlayabilir.

Yaptığımız in-vitro çalışmada elde edilen bulguların; nem izolasyonun farklılık derecesi, tedavi sırasında ataşmanların maruz kaldığı ortodontik ve fonksiyonel kuvvetlerin farklılığı, braket sökümünde uygulanan klinik kuvvetlerin makaslama test düzeneği kuvvetlerinden farklı olması yönleriyle in-vivo çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

8.KAYNAKLAR

1. Ulgen M. Edgewise Teknik. Ortodontik Tedavi Prensipleri. 8. baskı. Diyarbakır: 2015, p: 270-322.
2. Goswami A, Mitali B, Roy B. Shear Bond Strength Comparison of Moisture-Insensitive Primer and Self-Etching Primer. Journal of Orthodontic Science. 2014; 3(3): 89-93.
3. Reynolds I. A Review of Direct Orthodontic Bonding. Br. J. Orthod. 1975; 2(3): 171-178.
4. Lopez J I. Retentive Shear Strengths of Various Bonding Attachment Bases. Am. J. Orthod. 1980; 77(6): 669-678.
5. Buonocore M G. Principles of Adhesive Retention and Adhesive Restorative Materials. The Journal of the American Dental Association. 1963; 67(3): 382-391.
6. Newman G V. Epoxy Adhesives for Orthodontic Attachments: Progress Report. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1965; 51(12): 901-912.
7. Powers J M, Finger W J, Xie J. Bonding of Composite Resin to Contaminated Human Enamel and Dentin. J. Prosthodont. 1995; 4(1): 28-32.
8. Xie J, Powers J, Mcguckin R. In Vitro Bond Strength of Two Adhesives to Enamel and Dentin under Normal and Contaminated Conditions. Dent. Mater. 1993; 9(5): 295-299.
9. Smith G A, Mcinnes-Ledoux P, Ledoux W R, Weinberg R. Orthodontic Bonding to Porcelain—Bond Strength and Refinishing. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1988; 94(3): 245-252.
10. Buyuk S K, Kucukekenci A S. Effects of Different Etching Methods and Bonding Procedures on Shear Bond Strength of Orthodontic Metal Brackets Applied to Different Cad/Cam Ceramic Materials. The Angle Orthodontist. 2018; 88(2): 221-226.
11. Hellak A, Ebeling J, Schauseil M, Stein S, Roggendorf M, Korbmacher-Steiner H. Shear Bond Strength of Three Orthodontic Bonding Systems on Enamel and Restorative Materials. BioMed research international. 2016; 2016.
12. Ebert T, Elsner L, Hirschfelder U, Hanke S. Shear Bond Strength of Brackets on Restorative Materials. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie. 2016; 77(2): 73-84.
13. Rambhia S, Heshmati R, Dhuru V, Iacopino A. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Provisional Crown Materials Utilizing Two Different Adhesives. The Angle Orthodontist. 2009; 79(4): 784-789.
14. Titley K C, Mahal R, Rossouw P, Kulkarni G. Shear Bond Strengths of Orthodontic Brackets Cemented to Bovine Enamel with Composite and Resin-Modified Glass Ionomer Cements. Pediatr. Dent. 2003; 25(3): 263-269.
15. Ulgen M. 1. Bölüm:Giriş. Anomaliler, Sefalometri, Etyoloji, Büyüme Ve Gelişim, Tanı. 5. baskı. Diyarbakır: 2015, p: 1-2.

16. Green J. The Origins and Evolution of Fixed Orthodontic Appliances. Dental Nursing. 2014; 10(9): 524-528.
17. Lufkin A W, Archer W H, Casto F M, A History of Dentistry. 1948: Lea & Febiger.
18. Buonocore M G. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. J. Dent. Res. 1955; 34(6): 849-853.
19. Tamizharasi K S, Kumar D S. Evolution of Orthodontic Brackets. Journal of Indian Academy of Dental Specialist. 2010; 1: 25-35.
20. Tosun Y. Bölüm: 2 Ortodontik kuvvetin oluşturulması ve sabit apareyin planlanması. Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri. 1. baskı. İzmir: 2003, p: 58-82.
21. Khan H, Price S, Orthodontic Brackets: Selection, Placement and Debonding. 2015: CreateSpace Independent Publishing Platform.
22. Hotz R P. The Changing Pattern of European Orthodontics. Br. J. Orthod. 1973; 1(1): 4-8.
23. AytekİN A, Yilmaz H. Mesleksel Nikel Dermatiti. Marmara Medical Journal. 2014; 27(1): 7-12.
24. Arici S, Regan D. Alternatives to Ceramic Brackets: The Tensile Bond Strengths of Two Aesthetic Brackets Compared Ex Vivo with Stainless Steel Foil-Mesh Bracket Bases. Br. J. Orthod. 1997; 24(2): 133-137.
25. Oh K-T, Choo S-U, Kim K-M, Kim K-N. A Stainless Steel Bracket for Orthodontic Application. The European Journal of Orthodontics. 2005; 27(3): 237-244.
26. Matasa C. Characterization of Used Orthodontic Brackets. Dental Materials In Vivo: Aging and Related Phenomena. New York, NY: Quintessence. 2003: 141-156.
27. Flores D A, Choi L K, Caruso J M, Tomlinson J L, Scott G E, Jeiroudi M T. Deformation of Metal Brackets: A Comparative Study. The Angle Orthodontist. 1994; 64(4): 283-290.
28. Erverdi N. Ortodontik Materyaller Çağdaş Ortodonti. 1. baskı. İstanbul: Quintessence; 2017, p: 213-223.
29. Haddad A C S S, Tortamano A, Souza A L D, Oliveira P V D. An in Vitro Comparison of Nickel and Chromium Release from Brackets. Brazilian oral research. 2009; 23(4): 399-406.
30. Nair S V, Padmanabhan R, Janardhanam P. Evaluation of the Effect of Bracket and Archwire Composition on Frictional Forces in the Buccal Segments. Indian J. Dent. Res. 2012; 23(2): 203.
31. Schiff N, Dalard F, Lissac M, Morgon L, Grosgogeat B. Corrosion Resistance of Three Orthodontic Brackets: A Comparative Study of Three Fluoride Mouthwashes. The European Journal of Orthodontics. 2005; 27(6): 541-549.
32. Eliades T. Passive Film Growth on Titanium Alloys: Physicochemical and Biologic Considerations. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1997; 12(5).
33. Eliades T, Athanasiou A E. In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility. The Angle Orthodontist. 2002; 72(3): 222-237.
34. Hamula D W, Hamula W, Sernetz F. Pure Titanium Orthodontic Brackets. Journal of clinical orthodontics: JCO. 1996; 30(3): 140-144.

35. Gioka C, Bourauel C, Zinelis S, Eliades T, Silikas N, Eliades G. Titanium Orthodontic Brackets: Structure, Composition, Hardness and Ionic Release. Dent. Mater. 2004; 20(7): 693-700.
36. Brantley W A, Eliades T. Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2001; 119(6): 672-673.
37. Kapur R, Sinha P K, Nanda R S. Frictional Resistance in Orthodontic Brackets with Repeated Use. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1999; 116(4): 400-404.
38. Kusy R P, O'grady P. Evaluation of Titanium Brackets for Orthodontic Treatment: Part Ii—the Active Configuration. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2000; 118(6): 675-684.
39. Toumelin-Chemla F, Rouelle F, Burdairon G. Corrosive Properties of Fluoride-Containing Odontologic Gels against Titanium. J. Dent. 1996; 24(1-2): 109-115.
40. Harzer W, Schröter A, Gedrange T, Muschter F. Sensitivity of Titanium Brackets to the Corrosive Influence of Fluoride-Containing Toothpaste and Tea. The Angle Orthodontist. 2001; 71(4): 318-323.
41. Silverman E, Cohen M, Gwinnett A. Dr. Elliott Silverman, Dr. Morton Cohen, Dr. Aj Gwinnett on Bonding. Journal of clinical orthodontics: JCO. 1979; 13(4): 236.
42. Kusy R P, Whitley J Q. Degradation of Plastic Polyoxymethylene Brackets and the Subsequent Release of Toxic Formaldehyde. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2005; 127(4): 420-427.
43. Feldner J C, Sarkar N K, Sheridan J J, Lancaster D M. In Vitro Torque-Deformation Characteristics of Orthodontic Polycarbonate Brackets. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1994; 106(3): 265-272.
44. Suzuki K, Ishikawa K, Sugiyama K, Furuta H, Nishimura F. Content and Release of Bisphenol a from Polycarbonate Dental Products. Dent. Mater. J. 2000; 19(4): 389-395.
45. Ali O, Makou M, Papadopoulos T, Eliades G. Laboratory Evaluation of Modern Plastic Brackets. The European Journal of Orthodontics. 2012; 34(5): 595-602.
46. Eliades T, Viazis A D, Lekka M. Failure Mode Analysis of Ceramic Brackets Bonded to Enamel. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1993; 104(1): 21-26.
47. Viazis A D, Delong R, Bevis R R, Rudney J D, Pintado M R. Enamel Abrasion from Ceramic Orthodontic Brackets under an Artificial Oral Environment. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1990; 98(2): 103-109.
48. Karamouzos A, Athanasiou A E, Papadopoulos M A. Clinical Characteristics and Properties of Ceramic Brackets: A Comprehensive Review. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1997; 112(1): 34-40.
49. Bishara S E, Ortho D, Truiove T S. Comparisons of Different Debonding Techniques for Ceramic Brackets: An in Vitro Study: Part I. Background and Methods. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1990; 98(2): 145-153.
50. Eliades T, Brantley W A, Orthodontic Applications of Biomaterials: A Clinical Guide. 2016: Woodhead publishing.
51. Birnie D. Ceramic Brackets. Br. J. Orthod. 1990; 17(1): 71-75.
52. Scott Jr G E. Fracture Toughness and Surface Cracks— the Key to Understanding Ceramic Brackets. The Angle Orthodontist. 1988; 58(1): 5-8.

53. Viazis A D, Cavanaugh G, Bevis R R. Bond Strength of Ceramic Brackets under Shear Stress: An in Vitro Report. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1990; 98(3): 214-221.
54. Iijima M, Zinelis S, Papageorgiou S N, Brantley W, Eliades T. Orthodontic Applications of Biomaterials. 1. baskı. Elsevier; 2017, p: 75-96.
55. Johnson G, Walker M P, Kula K. Fracture Strength of Ceramic Bracket Tie Wings Subjected to Tension. The Angle Orthodontist. 2005; 75(1): 95-100.
56. Cacciafesta V, Sfondrini M F, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of Friction of Conventional and Metal-Insert Ceramic Brackets in Various Bracket-Archwire Combinations. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2003; 124(4): 403-409.
57. Gange P. The Evolution of Bonding in Orthodontics. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2015; 147(4): S56-S63.
58. Proffit W, Fields H. Contemporary fixed appliances. Contemporary Orthodontics. 3. baskı. Missouri: Elsevier; 2000, p: 251-258.
59. Yamada R, Hayakawa T, Kasai K. Effect of Using Self-Etching Primer for Bonding Orthodontic Brackets. The Angle Orthodontist. 2002; 72(6): 558-564.
60. Graber M T, Vanarsdall R L, Vig K W L. 14: Bonding in orthodontics. Orthodontics: Current Principles and Techniques 4. baskı. Elsevier Mosby; 2005, p: 579-661.
61. Bishara S E. Fixed Edgewise Orthodontic Appliances and Bonding Techniques. Textbook of Orthodontics. 1. baskı. W.B. Saunders; 2001, p: 186-207.
62. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E. New Direct Bonding System for Plastic Brackets. Am. J. Orthod. 1971; 59(4): 350-61.
63. Lill D J, Lindauer S J, Tüfekçi E, Shroff B. Importance of Pumice Prophylaxis for Bonding with Self-Etch Primer. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2008; 133(3): 423-6; quiz 476.e2.
64. Atik E, Ciğer S. Ortodontİk Bondİng İşlemİnde Self-Etch Prİmer Ve Konvansİyonel Asİt-Etch Teknİklerİnİn Karşilaştirilmasi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015; 24.
65. Keim R G, Gottlieb E L, Nelson A H, Vogels D S, 3rd. 2008 Jco Study of Orthodontic Diagnosis and Treatment Procedures, Part 1: Results and Trends. J. Clin. Orthod. 2008; 42(11): 625-40.
66. Newman G V, Facq J M. The Effects of Adhesive Systems on Tooth Surfaces. Am. J. Orthod. 1971; 59(1): 67-75.
67. Al-Twaijri S, Viana G, Bedran-Russo A K. Effect of Prophylactic Pastes Containing Active Ingredients on the Enamel-Bracket Bond Strength of Etch-and-Rinse and Self-Etching Systems. Angle Orthod. 2011; 81(5): 788-93.
68. Farquhar R B. Direct Bonding Comparing a Polyacrylic Acid and a Phosphoric Acid Technique. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1986; 90(3): 187-94.
69. Eliades T, Viazis A D, Eliades G. Bonding of Ceramic Brackets to Enamel: Morphologic and Structural Considerations. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1991; 99(4): 369-75.

70. Reisner K R, Levitt H L, Mante F. Enamel Preparation for Orthodontic Bonding: A Comparison between the Use of a Sandblaster and Current Techniques. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1997; 111(4): 366-73.
71. Ravichandran N K, Tumkur Lakshmikantha H, Park H-S, Jeon M, Kim J. Analysis of Enamel Loss by Prophylaxis and Etching Treatment in Human Tooth Using Optical Coherence Tomography: An in-Vitro Study. Journal of Healthcare Engineering. 2019; 2019: 8973825.
72. Pus M D, Way D C. Enamel Loss Due to Orthodontic Bonding with Filled and Unfilled Resins Using Various Clean-up Techniques. Am. J. Orthod. 1980; 77(3): 269-83.
73. Campoy M D, Vicente A, Bravo L A. Effect of Saliva Contamiination on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded with a Self-Etching Primer. Angle Orthod. 2005; 75(5): 865-9.
74. Raphael P, Eliades T. Enamel Alterations Due to Orthodontic Treatment. Orthodontic Applications of Biomaterials. 1. baskı. Elsevier; 2017, p: 221-239.
75. Brännström M, Malmgren O, Nordenvall K J. Etching of Young Permanent Teeth with an Acid Gel. Am. J. Orthod. 1982; 82(5): 379-83.
76. Fusayama T. New Concepts in Operative Dentistry. Differentiating two layers of carious denitin and using an adhesive resin. 1980: 61-156.
77. Perdigao J. New Developments in Dental Adhesion. Dent. Clin. North Am. 2007; 51(2): 333-357.
78. Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Bond Strength Comparison and Scanning Electron Microscopic Evaluation of Three Orthodontic Bonding Systems. Dent. Mater. J. 2008; 27(3): 392-399.
79. Patcas R, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. Surface and Interfacial Analysis of Sandblasted and Acid-Etched Enamel for Bonding Orthodontic Adhesives. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2015; 147(4): S64-S75.
80. Smith R S, Spinelli J A, Tartakow D J. Phosphoric Acid Penetration During Direct Bonding. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1976; 70(5): 543-550.
81. Gardner A, Hobson R. Variations in Acid-Etch Patterns with Different Acids and Etch Times. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2001; 120(1): 64-67.
82. Fritz U B, Diedrich P, Finger W J. Self-Etching Primers–an Alternative to the Conventional Acid Etch Technique? Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie. 2001; 62(3): 238-245.
83. Eliades T, Brantley W. The Inappropriateness of Conventional Orthodontic Bond Strength Assessment Protocols. The European Journal of Orthodontics. 2000; 22(1): 13-23.
84. Bishara S E, Vonwald L, Laffoon J F, Warren J J. Effect of Using a New Cyanoacrylate Adhesive on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. The Angle Orthodontist. 2001; 71(6): 466-469.
85. Olsen M E, Bishara S E, Damon P, Jakobsen J R. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and Maleic Acid as Alternative Methods of Bonding Orthodontic Brackets. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1997; 111(5): 498-501.
86. Nordenvall K, Brännström M, Malmgren O. Etching of Deciduous Teeth and Young and Old Permanent Teeth: A Comparison between 15 and 60 Seconds of Etching. Am. J. Orthod. 1980; 78(1): 99-108.

87. Surmont P, Dermaut L, Martens L, Moors M. Comparison in Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets between Five Bonding Systems Related to Different Etching Times: An in Vitro Study. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1992; 101(5): 414-419.
88. Buonocore M. Retrospections on Bonding. Dent. Clin. North Am. 1981; 25(2): 241.
89. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. Oper. Dent. 2003; 28(3): 215-235.
90. Van Landuyt K L, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic Review of the Chemical Composition of Contemporary Dental Adhesives. Biomaterials. 2007; 28(26): 3757-3785.
91. Smith R, Bellezza J, Capilouto M, Bradley Jr E, Denys F, Retief D. A Clinical Study of the Composite/Bonding Resin-Tooth Interface. Dent. Mater. 1987; 3(4): 218-223.
92. Sparrius O, Grossman E. Marginal Leakage of Composite Resin Restorations in Combination with Dentinal and Enamel Bonding Agents. The Journal of prosthetic dentistry. 1989; 61(6): 678-684.
93. Wang W N, Tarng T H. Evaluation of the Sealant in Orthodontic Bonding. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1991; 100(3): 209-211.
94. Willems G, Carels C, Verbeke G. In Vitro Peel/Shear Bond Strength of Orthodontic Adhesives. J. Dent. 1997; 25(3-4): 263-270.
95. Retief D, Woods E. Is a Low Viscosity Bonding Resin Necessary? J. Oral Rehabil. 1981; 8(3): 255-266.
96. O'brien K, Watts D, Read M. Light Cured Direct Bonding—Is It Necessary to Use a Primer? The European Journal of Orthodontics. 1991; 13(1): 22-26.
97. Tang A T, Björkman L, Isaksson L, Lindbäck K-F, Andlin-Sobocki A, Ekstrand J. Retrospective Study of Orthodontic Bonding without Liquid Resin. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2000; 118(3): 300-306.
98. Nandhra S S, Littlewood S J, Houghton N, Luther F, Prabhu J, Munyombwe T, Wood S R. Do We Need Primer for Orthodontic Bonding? A Randomized Controlled Trial. Eur. J. Orthod. 2015; 37(2): 147-155.
99. Joseph V, Rossouw P, Basson N. Do Sealants Seal? An Sem Investigation. Journal of clinical orthodontics: JCO. 1992; 26(3): 141.
100. Ceen R F, Gwinnett A. White Spot Formation Associated with Sealants Used in Orthodontics. Pediatr. Dent. 1981; 3(2): 174-8.
101. Shapinko Y, Eleftheriadi I, Brosh T, Adler-Abramovich L, Davidovitch M, Sella-Tunis T, Sarig R, Shpack N. Evaluation of an Orthodontic Adhesive with Combined Primer and Composite. Open Journal of Stomatology. 2018; 8(6): 205-216.
102. Redd T, Shivapuja P. Debonding Ceramic Brackets: Effects on Enamel. Journal of clinical orthodontics: JCO. 1991; 25(8): 475.
103. Bazargani F, Magnuson A, Löthgren H, Kowalczyk A. Orthodontic Bonding with and without Primer: A Randomized Controlled Trial. Eur. J. Orthod. 2016; 38(5): 503-507.

104. Littlewood S, Mitchell L, Greenwood D, Bubb N, Wood D. Investigation of a Hydrophilic Primer for Orthodontic Bonding: An in Vitro Study. Br. J. Orthod. 2000; 27(2): 181-186.
105. Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J. A Comparison of Shear Bond Strength and Debonding Characteristics of Conventional, Moisture-Insensitive, and Self-Etching Primers in Vitro. The Angle Orthodontist. 2004; 74(2): 264-268.
106. Khanehmasjedi M, Naseri M A, Khanehmasjedi S, Basir L. Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Metallic Brackets Bonded with Two Different Bonding Agents under Dry Conditions and with Saliva Contamination. J. Chin. Med. Assoc. 2017; 80(2): 103-108.
107. Zachrisson B U. A Posttreatment Evaluation of Direct Bonding in Orthodontics. Am. J. Orthod. 1977; 71(2): 173-189.
108. Cacciafesta V, Sfondrini M F, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. Effect of Water and Saliva Contamination on Shear Bond Strength of Brackets Bonded with Conventional, Hydrophilic, and Self-Etching Primers. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2003; 123(6): 633-640.
109. Webster M J, Nanda R S, Duncanson Jr M G, Khajotia S S, Sinha P K. The Effect of Saliva on Shear Bond Strengths of Hydrophilic Bonding Systems. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2001; 119(1): 54-58.
110. Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Müßig D. An in Vitro Comparative Assessment of Different Enamel Contaminants During Bracket Bonding. The European Journal of Orthodontics. 2007; 29(6): 559-563.
111. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification Review of Dental Adhesive Systems: From the Iv Generation to the Universal Type. Ann. Stomatol. (Roma). 2017; 8(1): 1.
112. Atik E, Ciğer S. OrtodontİK BondİNg İŞlemİnde Self-Etch PrİmER Ve KonvansİYonel AsİT-Etch TeknİklERİNİN Karşilaştirilmasi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 24(3).
113. Başaran G, Veli İ. Modern Etching and Bonding Materials in Orthodontics. Principles in contemporary orthodontics. 2011: 181.
114. Cinader D. Chemical Processes and Performance Comparisons of Transbond Plus Self Etching Primer. Orthod perspect. 2001; 7: 8-9.
115. Swartz M. Orthodontic Bonding. Orthod Select. 2004; 16(1): 4-7.
116. Tagami J, Hosoda H, Fusayama T. Optimal Technique of Etching Enamel. Oper. Dent. 1988; 13(4): 181.
117. Legler L, Retief D, Bradley E. Effects of Phosphoric Acid Concentration and Etch Duration on Enamel Depth of Etch: An in Vitro Study. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1990; 98(2): 154-160.
118. Uno S, Finger W. Effect of Acid Etchant Composition and Etch Duration on Enamel Loss and Resin Composite Bonding. Am. J. Dent. 1995; 8(4): 165-169.
119. Diedrich P. Enamel Alterations from Bracket Bonding and Debonding: A Study with the Scanning Electron Microscope. Am. J. Orthod. 1981; 79(5): 500-522.
120. Øgaard B, Rølla G, Arends J. Orthodontic Appliances and Enamel Demineralization: Part 1. Lesion Development. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1988; 94(1): 68-73.

121. Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. Influence of Self-Etching Primer Treatment on the Adhesion of Resin Composite to Polished Dentin and Enamel. Dent. Mater. 1998; 14(2): 99-105.
122. Hannig M, Reinhardt K J, Bott B. Self-Etching Primer Vs Phosphoric Acid: An Alternative Concept for Composite-to-Enamel Bonding. Oper. Dent. 1999; 24(3): 172-80.
123. Hannig M, Bock H, Bott B, Hoth-Hannig W. Inter-Crystallite Nanoretention of Self-Etching Adhesives at Enamel Imaged by Transmission Electron Microscopy. Eur. J. Oral Sci. 2002; 110(6): 464-470.
124. Cal-Neto J P, Miguel J a M. Scanning Electron Microscopy Evaluation of the Bonding Mechanism of a Self-Etching Primer on Enamel. The Angle Orthodontist. 2006; 76(1): 132-136.
125. Hosein I, Sherriff M, Ireland A J. Enamel Loss During Bonding, Debonding, and Cleanup with Use of a Self-Etching Primer. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2004; 126(6): 717-724.
126. Sachdeva A, Raghav S, Goel M, Raghav N, Tiwari S. A Comparison of the Shear Bond Strength of Conventional Acid Etching, Self-Etching Primer, and Single Bottle Self-Adhesive-an in Vitro Study. Indian Journal of Dental Sciences. 2017; 9(3): 170.
127. Bishara S E, Ajlouni R, Laffoon J F, Warren J J. Comparison of Shear Bond Strength of Two Self-Etch Primer/Adhesive Systems. The Angle Orthodontist. 2006; 76(1): 123-126.
128. Brauchli L, Zeller M, Wichelhaus A. Shear Bond Strengths of Seven Self-Etching Primers after Thermo-Cycling. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie. 2011; 72(5): 371.
129. Bowen R, Rodriguez M S. Tensile Strength and Modulus of Elasticity of Tooth Structure and Several Restorative Materials. The Journal of the American Dental Association. 1962; 64(3): 378-387.
130. Retief D. Failure at the Dental Adhesive—Etched Enamel Interface. J. Oral Rehabil. 1974; 1(3): 265-284.
131. Vilchis R J S, Yamamoto S, Kitai N, Yamamoto K. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded with Different Self-Etching Adhesives. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2009; 136(3): 425-430.
132. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification Review of Dental Adhesive Systems: From the Iv Generation to the Universal Type. Ann. Stomatol. (Roma). 2017; 8(1): 1-17.
133. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the Art of Self-Etch Adhesives. Dent. Mater. 2011; 27(1): 17-28.
134. Powers J M, Farah J W. Technique Sensitivity in Bonding to Enamel and Dentin. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 2010; 31: 1-8; quiz 9.
135. Cuevas-Suarez C E, De Oliveira Da Rosa W L, Lund R G, Da Silva A F, Piva E. Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. J. Adhes. Dent. 2019; 21(1).
136. Mehmet Ata C, Biçakci H, Zencİrlİ Ö, Fatma C. Üç Farklı Üniversal Adeziv Sistemin Pürüzlendirip Yıkamalı Ve Kendinden Pürüzlendirmeli

Kullanımının Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması. Gaziantep Medical Journal. 2016; 22(4): 209-215.
137. Prakki A. Bond Strength of Universal Self-Etch 1-Step Adhesive Systems for Orthodontic Brackets. J. Can. Dent. Assoc. 2019; 85(j6): 1488-2159.
138. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, Osaka A, Meerbeek B V. Self-Assembled Nano-Layering at the Adhesive Interface. J. Dent. Res. 2012; 91(4): 376-381.
139. Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Kamenoue S, Okihara T, Ogawa T, Nakamura M, Osaka A, Van Meerbeek B. Novel Fluoro-Carbon Functional Monomer for Dental Bonding. J. Dent. Res. 2014; 93(2): 189-194.
140. Tay F R, Pashley D H. Aggressiveness of Contemporary Self-Etching Systems: I: Depth of Penetration Beyond Dentin Smear Layers. Dent. Mater. 2001; 17(4): 296-308.
141. Mandall N A, Hickman J, Macfarlane T V, Mattick R C, Millett D T, Worthington H V, Group C O H. Adhesives for Fixed Orthodontic Brackets. The Cochrane Database of Systematic Reviews. 2018; 2018(4).
142. Pus M D, Way D C. Enamel Loss Due to Orthodontic Bonding with Filled and Unfilled Resins Using Various Clean-up Techniques. Am. J. Orthod. 1980; 77(3): 269-283.
143. Braem M, Finger W, Van Doren V, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical Properties and Filler Fraction of Dental Composites. Dent. Mater. 1989; 5(5): 346-349.
144. Silverman E, Cohen M, Gianelly A A, Dietz V S. A Universal Direct Bonding System for Both Metal and Plastic Brackets. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1972; 62(3): 236-244.
145. Hashinger D, Fairhurst C. Thermal Expansion and Filler Content of Composite Resins. J. Prosthet. Dent. 1984; 52(4): 506-510.
146. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite Materials: Composition, Properties and Clinical Applications. A Literature Review. Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia. 2010; 120(11): 972-986.
147. Gajewski V E, Pfeifer C S, Fróes-Salgado N R, Boaro L C, Braga R R. Monomers Used in Resin Composites: Degree of Conversion, Mechanical Properties and Water Sorption/Solubility. Braz. Dent. J. 2012; 23(5): 508-514.
148. Rueggeberg F A, Maher F T, Kelly M T. Thermal Properties of a Methyl Methacrylate-Based Orthodontic Bonding Adhesive. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1992; 101(4): 342-349.
149. Zachrisson B U, Brobakken B O. Clinical Comparison of Direct Versus Indirect Bonding with Different Bracket Types and Adhesives. Am. J. Orthod. 1978; 74(1): 62-78.
150. García A H, Lozano M a M, Vila J C, Escribano A B, Galve P F. Composite Resins. A Review of the Materials and Clinical Indications. Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal. 2006; 11(2): E215-220.
151. Chen M-H. Update on Dental Nanocomposites. J. Dent. Res. 2010; 89(6): 549-560.

152. Kim K-H, Ong J L, Okuno O. The Effect of Filler Loading and Morphology on the Mechanical Properties of Contemporary Composites. The Journal of prosthetic dentistry. 2002; 87(6): 642-649.
153. Bowen R L, Marjenhoff W A. Dental Composites/Glass Ionomers: The Materials. Adv. Dent. Res. 1992; 6(1): 44-49.
154. Lutz F, Phillips R W. A Classification and Evaluation of Composite Resin Systems. J. Prosthet. Dent. 1983; 50(4): 480-488.
155. Bowen R L, Eichmiller F C, Marjenhoff W A. Glass-Ceramic Inserts Anticipated for 'Megafilled'composite Restortions Research Moves into the Office. The Journal of the American Dental Association. 1991; 122(3): 71-75.
156. Pradeep S, Shanthraj R, Kiran H J, Shivalinga B. Comparative Evaluation of the Shear Bond Strength and Debonding Properties of a Conventional Composite and Flowable Composites Used for Orthodontic Bracket Bonding. World J Dent. 2013; 4: 6-16.
157. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone A C. Surface Morphology and Mechanical Properties of New-Generation Flowable Resin Composites for Dental Restoration. Dent. Mater. 2011; 27(12): 1221-1228.
158. Bayne S C, Thompson J Y, Swift E J, Jr., Stamatiades P, Wilkerson M. A Characterization of First-Generation Flowable Composites. J. Am. Dent. Assoc. 1998; 129(5): 567-77.
159. Kloukos D, Sifakakis I, Eliades T, Brantley W. Orthodontic Applications of Biomaterials. baskı. Elsevier; 2017, p: 241-252.
160. Krishnan S, Pandian S, Rajagopal R. Six-Month Bracket Failure Rate with a Flowable Composite: A Split-Mouth Randomized Controlled Trial. Dental Press J. Orthod. 2017; 22(2): 69-76.
161. Shinwari M S, Bangash A A, Chaudary T S, Jan A. Evaluation of Mean Shear Bond Strength of Orthodontic Metal Brackets Bonded with Flowable Composites Used with and without Intermediate Bonding Resin: An in Vitro Study. Pakistan Oral & Dental Journal. 2017; 37(3): 426-430.
162. Roberson T, Heymann H O, Swift Jr E J, Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 2006: Elsevier Health Sciences.
163. Kj A. Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis: WB Saunders. 2003; 596.
164. Guan L, Chen Z, Qiu J. A Study on Tf No-Mix Orthodontic Adhesive. Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology. 1997; 15(4): 331-332.
165. Terhune W F, Sydiskis R J, Davidson W M. In Vitro Cytotoxicity of Orthodontic Bonding Materials. Am. J. Orthod. 1983; 83(6): 501-506.
166. Mandall N, Millett D, Mattick C, Hickman J, Worthington H, Macfarlane T. Orthodontic Adhesives: A Systematic Review. J. Orthod. 2002; 29(3): 205-210.
167. Dayangaç B, Kompozit Rezin Restorasyonlar. 2000: Güneş Kitabevi.
168. Yaman B C, Efes B G, Dörter C, Gömeç Y, Erdilek D, Büyükgökçesu S. The Effects of Halogen and Light-Emitting Diode Light Curing on the Depth of Cure and Surface Microhardness of Composite Resins. Journal of conservative dentistry: JCD. 2011; 14(2): 136.

169. Tirtha R, Fan P, Dennison J, Powers J. In Vitro Depth of Cure of Photo-Activated Composites. J. Dent. Res. 1982; 61(10): 1184-1187.
170. Bishara S E, Vonwald L, Olsen M E, Laffoon J F. Effect of Time on the Shear Bond Strength of Glass Ionomer and Composite Orthodontic Adhesives. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1999; 116(6): 616-620.
171. Keim R G, Gottlieb E L, Nelson A H, Vogels D S, 3rd. 2002 Jco Study of Orthodontic Diagnosis and Treatment Procedures. Part 1. Results and Trends. J. Clin. Orthod. 2002; 36(10): 553-68.
172. Verma G, Trehan M, Sharma S. Comparison of Shear Bond Strength and Estimation of Adhesive Remnant Index between Light-Cure Composite and Dual-Cure Composite: An in Vitro Study. International journal of clinical pediatric dentistry. 2013; 6(3): 166.
173. Joseph V, Rossouw E. The Shear Bond Strengths of Stainless Steel and Ceramic Brackets Used with Chemically and Light-Activated Composite Resins. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1990; 97(2): 121-125.
174. Eichmiller F, Marjenhoff W. Fluoride-Releasing Dental Restorative Materials. Oper. Dent. 1998; 23: 218-228.
175. Crisp S, Kent B E, Lewis B G, Ferner A J, Wilson A D. Glass-Ionomer Cement Formulations. Ii. The Synthesis of Novel Polycarboxylic Acids. J. Dent. Res. 1980; 59(6): 1055-1063.
176. Kanik Ö, Türkün L Ş. Restoratif Cam İyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 37(2): 54-65.
177. Millett D, Mccabe J. Orthodontic Bonding with Glass Ionomer Cement. The European Journal of Orthodontics. 1996; 18(1): 385-399.
178. Stirrups D. A Comparative Clinical Trial of a Glass Ionomer and a Zinc Phosphate Cement for Securing Orthodontic Bands. Br. J. Orthod. 1991; 18(1): 15-20.
179. Durning P, Mccabe J, Gordon P. A Laboratory Investigation into Cements Used to Retain Orthodontic Bands. Br. J. Orthod. 1994; 21(1): 27-32.
180. Hes K, Leung S, Wei S. Resin-Ionomer Restorative Materials for Children: A Review. Aust. Dent. J. 1999; 44(1): 1-11.
181. Mount G. Some Physical and Biological Properties of Glass Ionomer Cement. Int. Dent. J. 1995; 45(2): 135-140.
182. Ali H, Maroli S. Glass Ionomer Cement as an Orthodontic Bonding Agent. The journal of contemporary dental practice. 2012; 13: 650-4.
183. Kvam E, Broch J, Nissen-Meyer I H. Comparison between a Zinc Phosphate Cement and a Glass Ionomer Cement for Cementation of Orthodontic Bands. The European Journal of Orthodontics. 1983; 5(4): 307-313.
184. Millett D, Mccabe J, Bennett T, Carter N, Gordon P. The Effects of Sandblasting on the Retention of First Molar Orthodontic Bands Cemented with Glass Ionomer Cement. Br. J. Orthod. 1995; 22(2): 161-169.
185. Grandhi R K, Combe E C, Speidel T M. Shear Bond Strength of Stainless Steel Orthodontic Brackets with a Moisture-Insensitive Primer. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2001; 119(3): 251-255.
186. Coonar A, Jones S, Pearson G. An Ex Vivo Investigation into the Fluoride Release and Absorption Profiles of Three Orthodontic Adhesives. The European Journal of Orthodontics. 2001; 23(4): 417-424.

187. Mount G J, An Atlas of Glass-Ionomer Cements: A Clinician's Guide. 2001: CRC Press.
188. Torabzadeh H, Ghasemi A, Shakeri S, Baghban A A, Razmavar S. Effect of Powder/Liquid Ratio of Glass Ionomer Cements on Flexural and Shear Bond Strengths to Dentin. Brazilian Journal of Oral Sciences. 2016: 204-207.
189. Ewoldsen N, Demke R S. A Review of Orthodontic Cements and Adhesives. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2001; 120(1): 45-48.
190. Nicholson J W, Czarnecka B. The Biocompatibility of Resin-Modified Glass-Ionomer Cements for Dentistry. Dent. Mater. 2008; 24(12): 1702-1708.
191. Millett D, Cummings A, Letters S, Roger E, Love J. Resin-Modified Glass Ionomer, Modified Composite or Conventional Glass Ionomer for Band Cementation?—an in Vitro Evaluation. The European Journal of Orthodontics. 2003; 25(6): 609-614.
192. Cacciafesta V, Jost-Brinkmann P-G, Süßenberger U, Miethke R-R. Effects of Saliva and Water Contamination on the Enamel Shear Bond Strength of a Light-Cured Glass Ionomer Cement. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1998; 113(4): 402-407.
193. Hitmi L, Muller C, Mujajic M, Attal J-P. An 18-Month Clinical Study of Bond Failures with Resin-Modified Glass Ionomer Cement in Orthodontic Practice. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2001; 120(4): 406-415.
194. Mennemeyer V A, Neuman P, Powers J M. Bonding of Hybrid Ionomers and Resin Cements to Modified Orthodontic Band Materials. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1999; 115(2): 143-147.
195. Fricker J P. A 12-Month Clinical Comparison of Resin-Modified Light-Activated Adhesives for the Cementation of Orthodontic Molar Bands. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1997; 112(3): 239-243.
196. Benson P E, Alexander-Abt J, Cotter S, Dyer F M, Fenesha F, Patel A, Campbell C, Crowley N, Millett D T. Resin-Modified Glass Ionomer Cement Vs Composite for Orthodontic Bonding: A Multicenter, Single-Blind, Randomized Controlled Trial. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2019; 155(1): 10-18.
197. Moodley D, Grobler S. Compomers: Adhesion and Setting Reactions. SADJ : journal of the South African Dental Association = tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging. 2003; 58: 21, 24-8.
198. Pawar R, Ronad Y, V S K, Phaphe S. Cements and Adhesives in Orthodontics - an Update. Biological and Biomedical Reports. 2012; 2: 342-347.
199. Ewoldsen N, Demke R S. A Review of Orthodontic Cements and Adhesives. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2001; 120(1): 45-8.
200. Bala O. Poliasit-Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler): Literatür Taraması. Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg. 1998; 1(2): 113-18.
201. Millett D, Mccluskey L-A, Mcauley F, Creanor S, Newell J, Love J. A Comparative Clinical Trial of a Compomer and a Resin Adhesive for Orthodontic Bonding. The Angle Orthodontist. 2000; 70(3): 233-240.
202. Borie E, Rosas E, Kuramochi G, Etcheberry S, Olate S, Weber B. Oral Applications of Cyanoacrylate Adhesives: A Literature Review. BioMed research international. 2019; 2019.

203. Crabb J J, Wilson H J. Use of Some Adhesives in Orthodontics. Dent. Pract. Dent. Rec. 1971; 22(3): 111-2.
204. Howells D J, Jones P. In Vitro Evaluation of a Cyanoacrylate Bonding Agent. Br. J. Orthod. 1989; 16(2): 75-78.
205. Cascarini L, Kumar A. Case of the Month: Honey I Glued the Kids: Tissue Adhesives Are Not the Same as "Superglue". Emerg. Med. J. 2007; 24(3): 228-229.
206. Eliades T, Katsavrias E, Eliades G. Moisture-Insensitive Adhesives: Reactivity with Water and Bond Strength to Wet and Saliva-Contaminated Enamel. The European Journal of Orthodontics. 2002; 24(1): 35-42.
207. Ortendahl T W, Ortengren U. A New Orthodontic Bonding Adhesive-a Cyanoacrylate Is Compared to a Conventional Composite. J. Clin. Orthod. 2000; 34(1): 50-54.
208. Al-Munajed M K, Gordon P, Mccabe J. The Use of a Cyanoacrylate Adhesive for Bonding Orthodontic Brackets: An Ex-Vivo Study. Br. J. Orthod. 2000; 27(3): 255-260.
209. Klocke A, Shi J, Kahl-Nieke B, Bismayer U. In Vitro Evaluation of a Moisture-Active Adhesive for Indirect Bonding. The Angle Orthodontist. 2003; 73(6): 697-701.
210. Blakey R, Mah J. Effects of Surface Conditioning on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Temporary Polycarbonate Crowns. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2010; 138(1): 72-78.
211. Cox C M, Suzuki S, Akimoto N, Ruby J D, Momoi Y, Maeda N. *Operative Dentistry S Beginnings & Its Rapid but Steady Continuum*. 2016.
212. Küçükesmen Ç. Dental Amalgamın Insan Organizması Üzerindeki Etkileri. Medical Journal of Suleyman Demirel University. 2007; 14(3).
213. Wongsamut W, Satrawaha S, Wayakanon K. Surface Modification for Bonding between Amalgam and Orthodontic Brackets. Journal of orthodontic science. 2017; 6(4): 129.
214. Eley B, Cox S. Mercury from Dental Amalgam Fillings in Patients. Br. Dent. J. 1987; 163(7): 221-226.
215. Powers J M, Kim H B, Turner D S. *Orthodontic Adhesives and Bond Strengthtesting*. in *Semin. Orthod.* 1997. Elsevier.
216. Azeem M, Haq A U, Abbas Z, Khan M I, Hameed W U. Shear Bond Strength of Ceramic Brackets Bonded to Differently Conditioned Amalgam. Pakistan Orthodontic Journal. 2017; 9(2): 78-82.
217. Bu Z, T B. Recent Advances in Bonding to Gold, Amalgam and Porcelain. J. Clin. Orthod. 1993; 27: 661-75.
218. Zaheer U, Zaheer N, Shahbaz M. Shear Bond Strength of Brackets on Bonding to Treated Amalgam Surfaces. Pakistan Oral & Dental Journal. 2018; 38(2): 207-210.
219. Oskoee P A, Kachoei M, Rikhtegaran S, Fathalizadeh F, Navimipour E J. Effect of Surface Treatment with Sandblasting and Er, Cr: Ysgg Laser on Bonding of Stainless Steel Orthodontic Brackets to Silver Amalgam. Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal. 2012; 17(2): e292.
220. Büyükyilmaz T, Zachrisson B U. Improved Orthodontic Bonding to Silver Amalgam. Part 2. Lathe-Cut, Admixed, and Spherical Amalgams with Different Intermediate Resins. The Angle Orthodontist. 1998; 68(4): 337-344.

221. Hassan B A. Effect of Various Surface Treatment Procedures on Shear Bond Strength of Stainless-Steel Orthodontic Brackets to Composite Resin. Al-Rafidain Dental Journal. 2018; 1(25): 21-30.
222. Tahmasbi S, Badiee M, Modarresi M. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets to Composite Restorations Using Universal Adhesive. J. Dent. 2019; 20(2): 75.
223. Staxrud F, Dahl J E. Role of Bonding Agents in the Repair of Composite Resin Restorations. Eur. J. Oral Sci. 2011; 119(4): 316-322.
224. Azeem M, Iqbal J. Orthodontic Brackets: Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Composite Surface. Professional Medical Journal. 2018; 25(5).
225. Viwattanatipa N, Jermwiwatkul W, Chintavalakorn R, Kanchanavasita W. Weibull Analysis of Bond Strength of Orthodontic Buccal Tubes Bonded to Resin Composite Surface with Various Techniques. Orthodontic Waves. 2010; 69(2): 66-74.
226. Bayram M, Yeşilyurt C, Kuşgöz A, Ülker M, Nur M. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets to Aged Resin Composite Surfaces: Effect of Surface Conditioning. The European Journal of Orthodontics. 2011; 33(2): 174-179.
227. Valente L L, Sarkis-Onofre R, Goncalves A P, Fernandez E, Loomans B, Moraes R R. Repair Bond Strength of Dental Composites: Systematic Review and Meta-Analysis. International Journal of Adhesion and Adhesives. 2016; 69: 15-26.
228. Matinlinna J P, Lung C Y K, Tsoi J K H. Silane Adhesion Mechanism in Dental Applications and Surface Treatments: A Review. Dent. Mater. 2018; 34(1): 13-28.
229. Jabber Z A. Evaluation the Effect of Different Surface Treatment on Shear Bond Strength between Composite Increments (an in Vitro Study). IJSRP. 2017; 7(1): 676-85.
230. Tezvergil A, Lassila L, Vallittu P. Composite–Composite Repair Bond Strength: Effect of Different Adhesion Primers. J. Dent. 2003; 31(8): 521-525.
231. Oskoee P A, Mohammadi N, Chaharom M E E, Kimyai S, Azar F P, Rikhtegaran S, Shojaeei M. Effect of Surface Treatment with Er; Cr: Yssg, Nd: Yag, and Co2 Lasers on Repair Shear Bond Strength of a Silorane-Based Composite Resin. Journal of dental research, dental clinics, dental prospects. 2013; 7(2): 61.
232. Mirhashemi A H, Chiniforush N, Sharifi N, Hosseini A M. Comparative Efficacy of Er, Cr: Ysgg and Er: Yag Lasers for Etching of Composite for Orthodontic Bracket Bonding. Lasers Med. Sci. 2018; 33(4): 835-841.
233. Sevmez H, Güngör M B, Yılmaz H. Tam Seramik Restorasyonlarda Uygulanan Yüzey İşlemleri.
234. Özcan M, Barbosa S H, Melo R M, Galhano G a P, Bottino M A. Effect of Surface Conditioning Methods on the Microtensile Bond Strength of Resin Composite to Composite after Aging Conditions. Dent. Mater. 2007; 23(10): 1276-1282.
235. Bouschlicher M R, Reinhardt J W, Vargas M A. Surface Treatment Techniques for Resin Composite Repair. Am. J. Dent. 1997; 10(6): 279-283.

236. Abu Alhaija E S, Abu Alreesh I A, Alwahadni A M. Factors Affecting the Shear Bond Strength of Metal and Ceramic Brackets Bonded to Different Ceramic Surfaces. The European Journal of Orthodontics. 2010; 32(3): 274-280.
237. Ajlouni R, Bishara S E, Oonsombat C, Soliman M, Laffoon J. The Effect of Porcelain Surface Conditioning on Bonding Orthodontic Brackets. The Angle Orthodontist. 2005; 75(5): 858-864.
238. Karan S, Büyükyılmaz T, Toroğlu M S. Orthodontic Bonding to Several Ceramic Surfaces: Are There Acceptable Alternatives to Conventional Methods? Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2007; 132(2): 144. e7-144. e14.
239. Costa A R, Correr A B, Puppin-Rontani R M, Vedovello S A, Valdrighi H C, Correr-Sobrinho L, Vedovello Filho M. Effect of Bonding Material, Etching Time and Silane on the Bond Strength of Metallic Orthodontic Brackets to Ceramic. Braz. Dent. J. 2012; 23(3): 223-227.
240. Andreasen G F, Stieg M A. Bonding and Debonding Brackets to Porcelain and Gold. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1988; 93(4): 341-345.
241. Eustaquio R, Garner L D, Moore B K. Comparative Tensile Strengths of Brackets Bonded to Porcelain with Orthodontic Adhesive and Porcelain Repair Systems. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1988; 94(5): 421-425.
242. Dutra D, Pereira G, Kantorski K, Exterkate R, Kleverlaan C, Valandro L, Zanatta F. Grinding with Diamond Burs and Hydrothermal Aging of a Y-Tzp Material: Effect on the Material Surface Characteristics and Bacterial Adhesion. Oper. Dent. 2017; 42(6): 669-678.
243. Pradíes G, Godoy-Ruiz L, Özcan M, Moreno-Hay I, Martínez-Rus F. Analysis of Surface Roughness, Fracture Toughness, and Weibull Characteristics of Different Framework—Veneer Dental Ceramic Assemblies after Grinding, Polishing, and Glazing. J. Prosthodont. 2019; 28(1): e216-e221.
244. Song X, Yin L. The Quantitative Effect of Diamond Grit Size on the Subsurface Damage Induced in Dental Adjustment of Porcelain Surfaces. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2010; 224(10): 1185-1194.
245. Amaral R, Özcan M, Bottino M A, Valandro L F. Microtensile Bond Strength of a Resin Cement to Glass Infiltrated Zirconia-Reinforced Ceramic: The Effect of Surface Conditioning. Dent. Mater. 2006; 22(3): 283-290.
246. Tzanakakis E-G C, Tzoutzas I G, Koidis P T. Is There a Potential for Durable Adhesion to Zirconia Restorations? A Systematic Review. The Journal of prosthetic dentistry. 2016; 115(1): 9-19.
247. Moravej-Salehi E, Moravej-Salehi E, Valian A. Surface Topography and Bond Strengths of Feldspathic Porcelain Prepared Using Various Sandblasting Pressures. J. Investig. Clin. Dent. 2016; 7(4): 347-354.
248. Blatz M B, Sadan A, Kern M. Resin-Ceramic Bonding: A Review of the Literature. The Journal of prosthetic dentistry. 2003; 89(3): 268-274.
249. Soares C J, Soares P V, Pereira J C, Fonseca R B. Surface Treatment Protocols in the Cementation Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restorations: A Literature Review. Journal of esthetic and restorative dentistry. 2005; 17(4): 224-235.

250. Çömlekoğlu M E, Dündar M, Uzel D G, Güngör M A, Özpınar B. Farklı Yüzey Pürüzlendirme Işlemlerinin Yapıştırıcı Simanların Seramiğe Olan Bağ Dayanımı Üzerine Etkisi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009; 33(3): 14-22.
251. Guimarães M B, Cocco B, Bueno R S, Blaya M B G, Jacques L B, Hirakata L M. Orthodontic Shear Bond Strength to Porcelain Surface in Wet Conditions. Revista Odonto Ciência. 2016; 31(2).
252. Tylka D F, Stewart G P. Comparison of Acidulated Phosphate Fluoride Gel and Hydrofluoric Acid Etchants for Porcelain-Composite Repair. The Journal of prosthetic dentistry. 1994; 72(2): 121-127.
253. Tian T, Tsoi J K-H, Matinlinna J P, Burrow M F. Aspects of Bonding between Resin Luting Cements and Glass Ceramic Materials. Dent. Mater. 2014; 30(7): e147-e162.
254. Campos F, Almeida C, Rippe M, De Melo R, Valandro L, Bottino M. Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging. Oper. Dent. 2016; 41(2): 171-178.
255. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-Shear Bond Strength of Dual-Cured Resin Cement to Glass Ceramics. Dent. Mater. 2002; 18(5): 380-388.
256. Lacy A M, Laluz J, Watanabe L G, Dellinges M. Effect of Porcelain Surface Treatment on the Bond to Composite. J. Prosthet. Dent. 1988; 60(3): 288-291.
257. Winchester L. Direct Orthodontic Bonding to Porcelain: An in Vitro Study. Br. J. Orthod. 1991; 18(4): 299-308.
258. Shiu P, De Souza-Zaroni W C, Eduardo Cde P, Youssef M N. Effect of Feldspathic Ceramic Surface Treatments on Bond Strength to Resin Cement. Photomed. Laser Surg. 2007; 25(4): 291-6.
259. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables Related to Materials and Preparing for Bond Strength Testing Irrespective of the Test Protocol. Dent. Mater. 2010; 26(2): e17-23.
260. Vargas M A, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing All-Ceramic Restorations: Recommendations for Success. J. Am. Dent. Assoc. 2011; 142 Suppl 2: 20s-4s.
261. Grewal Bach G K, Torrealba Y, Lagravère M O. Orthodontic Bonding to Porcelain: A Systematic Review. Angle Orthod. 2014; 84(3): 555-60.
262. Trakyali G, Malkondu O, Kazazoğlu E, Arun T. Effects of Different Silanes and Acid Concentrations on Bond Strength of Brackets to Porcelain Surfaces. Eur. J. Orthod. 2009; 31(4): 402-6.
263. Ho G W, Matinlinna J P. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. Silicon. 2011; 3(3): 109-115.
264. Foxton R M, Pereira P N, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Durability of the Dual-Cure Resin Cement/Ceramic Bond with Different Curing Strategies. J. Adhes. Dent. 2002; 4(1).
265. Manso A P, Silva N R, Bonfante E A, Pegoraro T A, Dias R A, Carvalho R M. Cements and Adhesives for All-Ceramic Restorations. Dental Clinics. 2011; 55(2): 311-332.
266. Sorensen J, Kang S, Avera S. Porcelain-Composite Interface Microleakage with Various Porcelain Surface Treatments. Dent. Mater. 1991; 7(2): 118-123.

267. Sattabanasuk V, Charnchairerk P, Punsukumtana L, Burrow M F. Effects of Mechanical and Chemical Surface Treatments on the Resin-Glass Ceramic Adhesion Properties. J. Investig. Clin. Dent. 2017; 8(3): e12220.
268. Schwenter J, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. Adhesive Bonding to Polymer Infiltrated Ceramic. Dent. Mater. J. 2016; 35(5): 796-802.
269. Saraç Y Ş, Külünk T, Elekdağ-Türk S, Saraç D, Türk T. Effects of Surface-Conditioning Methods on Shear Bond Strength of Brackets Bonded to Different All-Ceramic Materials. The European Journal of Orthodontics. 2011; 33(6): 667-672.
270. Khan A A, Al Kheraif A, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar D D. Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A Review. J. Adhes. Dent. 2017; 19(1): 7-19.
271. Akova T, Yoldas O, Toroglu M S, Uysal H. Porcelain Surface Treatment by Laser for Bracket-Porcelain Bonding. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2005; 128(5): 630-637.
272. Poosti M, Jahanbin A, Mahdavi P, Mehrnoush S. Porcelain Conditioning with Nd: Yag and Er: Yag Laser for Bracket Bonding in Orthodontics. Lasers Med. Sci. 2012; 27(2): 321-324.
273. Yassaei S, Moradi F, Aghili H, Kamran M. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Porcelain Following Etching with Er: Yag Laser Versus Hydrofluoric Acid. Orthodontics (Chic.). 2013; 14(1): e82-87.
274. Hosseini M H, Sobouti F, Etemadi A, Chiniforush N. Shear Bond Strength of Metal Brackets to Feldspathic Porcelain Treated by Nd: Yag Laser and Hydrofluoric Acid. Lasers Med. Sci. 2015; 30(2): 837-841.
275. Samra A, Morais E, Mazur R, Vieira S, Rached R. Cad/Cam in Dentistry – a Critical Review. Revista Odonto Ciência. 2016; 31: 140.
276. Çetİndağ M T, Ayşef M. Dİş Hekİmlİğİnde Kullanilan Cad/Cam (Bİlgİsayar Destekli Tasarim/Bİlgİsayar Destekli Üretİm) Sİstemlerİ Ve Materyaller. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2016; 26(3): 524-533.
277. Fasbinder D J. Materials for Chairside Cad/Cam Restorations. Compend. Contin. Educ. Dent. 2010; 31(9): 702-4.
278. Zuskova L, Mortadi N a A, Williams R J, Alzoubi K H, Khabour O F. Comparison of Overall Fit of Milled and Laser-Sintered Cad/Cam Crown Copings. International journal of dentistry. 2019; 2019.
279. Tiu J, Belli R, Lohbauer U. Contemporary Cad/Cam Materials in Dentistry. Current Oral Health Reports. 2019; 6(4): 250-256.
280. Özdoğan A, Bayindir F. Cad/Cam Sİstemlerİnde Materyal Seçİmİ Ve Kullanim Alanlari. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 29(2): 357-361.
281. Choi J W, Kim N. Clinical Application of Three-Dimensional Printing Technology in Craniofacial Plastic Surgery. Archives of plastic surgery. 2015; 42(3): 267.
282. Rosca B, Ramalho S, Sampaio-Fernandes J C, Portugal J. Reparability of Two Different Cad/Cam Polymer Materials Using a Light-Cured Composite and Universal Adhesives. Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial. 2016; 57(4): 189-196.

283. Jang S-H, Min B K, Hong M-H, Kwon T-Y. Effect of Different Post-Sintering Temperatures on the Microstructures and Mechanical Properties of a Pre-Sintered Co–Cr Alloy. Metals. 2018; 8(12): 1036.
284. Wang G, Li J, Khadka A, Hsu Y, Li W, Hu J. Cad/Cam and Rapid Prototyped Titanium for Reconstruction of Ramus Defect and Condylar Fracture Caused by Mandibular Reduction. Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology. 2012; 113(3): 356-361.
285. Meirelles L, Ceramic Cad/Cam Materials: An Overview of Clinical Uses and Considerations. 2017.
286. Li R W K, Chow T W, Matinlinna J P. Ceramic Dental Biomaterials and Cad/Cam Technology: State of the Art. Journal of prosthodontic research. 2014; 58(4): 208-216.
287. Lung C Y K, Matinlinna J P. Aspects of Silane Coupling Agents and Surface Conditioning in Dentistry: An Overview. Dent. Mater. 2012; 28(5): 467-477.
288. Willard A, Gabriel Chu T M. The Science and Application of Ips E. Max Dental Ceramic. The Kaohsiung journal of medical sciences. 2018; 34(4): 238-242.
289. Fasbinder D J, Dennison J B, Heys D, Neiva G. A Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate Cad/Cam Crowns. The Journal of the American Dental Association. 2010; 141: 10S-14S.
290. Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper H-U, Gozdowski S. A Preliminary Study on the Short-Term Efficacy of Chairside Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing--Generated Posterior Lithium Disilicate Crowns. Int. J. Prosthodont. 2010; 23(3).
291. Giordano R, Mclaren E A. Ceramics Overview: Classification by Microstructure and Processing Methods. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 2010; 31(9): 682-4, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
292. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec Cad/Cam Chairside System. ORAL & implantology. 2014; 7(3): 57.
293. Guess P C, Strub J R, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert C F. All-Ceramic Partial Coverage Restorations—Midterm Results of a 5-Year Prospective Clinical Splitmouth Study. J. Dent. 2009; 37(8): 627-637.
294. Neis C A, Albuquerque N L G, Albuquerque I D S, Gomes E A, Souza-Filho C B D, Feitosa V P, Spazzin A O, Bacchi A. Surface Treatments for Repair of Feldspathic, Leucite-and Lithium Disilicate-Reinforced Glass Ceramics Using Composite Resin. Braz. Dent. J. 2015; 26(2): 152-155.
295. Peumans M, Valjakova E B, De Munck J, Mishevska C B, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different Cad/Cam Materials. J. Adhes. Dent. 2016; 18(4): 289-302.
296. Pjetursson B E, Valente N A, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A Systematic Review of the Survival and Complication Rates of Zirconia-Ceramic and Metal-Ceramic Single Crowns. Clin. Oral Implants Res. 2018; 29: 199-214.
297. Obradović-Đuričić K, Medić V, Dodić S, Gavrilov D, Antonijević Đ, Zrilić M. Dilemmas in Zirconia Bonding: A Review. Srp. Arh. Celok. Lek. 2013; 141(5-6): 395-401.
298. Yu H. Material Selection for Cad/Cam Dentistry: Glass Ceramic

or Hybrid Materials? Dent Oral Craniofac Res. 2018; 5(1): 1.
299. Spitznagel F A, Horvath S D, Guess P C, Blatz M B. Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A Review of the Literature. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2014; 26(6): 382-393.
300. Årtun J, Bergland S. Clinical Trials with Crystal Growth Conditioning as an Alternative to Acid-Etch Enamel Pretreatment. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1984; 85(4): 333-340.
301. Tsichlaki A, Chin S Y, Pandis N, Fleming P S. How Long Does Treatment with Fixed Orthodontic Appliances Last? A Systematic Review. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2016; 149(3): 308-318.
302. Al-Hity R, Gustin M-P, Bridel N, Morgon L, Grosgogeat B. In Vitro Orthodontic Bracket Bonding to Porcelain. The European Journal of Orthodontics. 2012; 34(4): 505-511.
303. Hormati A A, Fuller J L, Denehy G E. Effects of Contamination and Mechanical Disturbance on the Quality of Acid-Etched Enamel. The Journal of the American Dental Association. 1980; 100(1): 34-38.
304. Assad-Loss T F, Tostes M, Mucha J N. Influence of Saliva Contamination on the Shear Bond Strength of Adhesives on Enamel. Dental Press J. Orthod. 2012; 17(2): 30. e1-30. e6.
305. Furuse A Y, Cunha L F, Moresca R, Paganeli G, Mondelli R F L, Mondelli J. Enamel Wetness Effects on Bond Strength Using Different Adhesive Systems. Oper. Dent. 2011; 36(3): 274-280.
306. Gottlieb E L, Nelson A H, Vogels Iii D S. 2001 Jco Orthodontic Practice Study. J. Clin. Orthod. 2001; 35: 623-631.
307. Jain A, Mathew S, Prasantha G, Sagarkar A, Shree S, Joseph A. Changing Paradigm in Orthodontics-Invisible Braces: Perception of Indian Adult Population of Clear Aligners Vs. Lingual Appliance Vs. Ceramic Appliance, Questionnaire Survey. Journal of Dental and Orofacial Research. 2019; 15(2): 8-20.
308. Nattrass C, Sandy J. Adult Orthodontics—a Review. Br. J. Orthod. 1995; 22(4): 331-337.
309. Cedro M K, Moles D R, Hodges S J. Adult Orthodontics—Who's Doing What? J. Orthod. 2010; 37(2): 107-117.
310. Rampon F B, Nóbrega C, Bretos J L G, Arsati F, Jakob S, Jimenez-Pellegrin M C. Profile of the Orthodontist Practicing in the State of São Paulo-Part 2. Dental Press J. Orthod. 2013; 18(1): 32e1-32e6.
311. Reddy Y, Sharma R, Singh A, Agrawal V, Agrawal V, Chaturvedi S. The Shear Bond Strengths of Metal and Ceramic Brackets: An in-Vitro Comparative Study. Journal of clinical and diagnostic research: JCDR. 2013; 7(7): 1495.
312. Forsberg C-M, Hagberg C. Shear Bond Strength of Ceramic Brackets with Chemical or Mechanical Retention. Br. J. Orthod. 1992; 19(3): 183-189.
313. Von Steyern P V, Carlson P, Nilner K. All-Ceramic Fixed Partial Dentures Designed According to the Dc-Zirkon® Technique. A 2-Year Clinical Study. J. Oral Rehabil. 2005; 32(3): 180-187.
314. Shiu P, De Souza-Zaroni W C, Eduardo C D P, Youssef M N. Effect of Feldspathic Ceramic Surface Treatments on Bond Strength to Resin Cement. Photomed. Laser Surg. 2007; 25(4): 291-296.

315. Grewal Bach G K, Torrealba Y, Lagravère M O. Orthodontic Bonding to Porcelain: A Systematic Review. The Angle Orthodontist. 2014; 84(3): 555-560.
316. Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts D. Dental Hard Tissues and Bonding. baskı. Springer; 2005, p: 71-85.
317. Cacciafesta V, Bosch C, Melsen B. Clinical Comparison between a Resin-Reinforced Self-Cured Glass Ionomer Cement and a Composite Resin for Direct Bonding of Orthodontic Brackets. Part 2: Bonding on Dry Enamel and on Enamel Soaked with Saliva. Clin. Orthod. Res. 1999; 2(4): 186-193.
318. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical Effectiveness of Contemporary Adhesives: A Systematic Review of Current Clinical Trials. Dent. Mater. 2005; 21(9): 864-881.
319. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-. 2003; 28(3): 215-235.
320. Oesterle L J, Shellhart W C, Belanger G K. The Use of Bovine Enamel in Bonding Studies. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1998; 114(5): 514-519.
321. Spitzer D, Ten Bosch J. The Absorption and Scattering of Light in Bovine and Human Dental Enamel. Calcif. Tissue Res. 1975; 17(2): 129-137.
322. Spitzer D, Ten J B. The Total Luminescence of Bovine and Human Dental Enamel. Calcif. Tissue Res. 1976; 20(1): 201-208.
323. Özcan M, Finnema K, Ybema A. Evaluation of Failure Characteristics and Bond Strength after Ceramic and Polycarbonate Bracket Debonding: Effect of Bracket Base Silanization. The European Journal of Orthodontics. 2008; 30(2): 176-182.
324. Schaneveldt S, Foley T F. Bond Strength Comparison of Moisture-Insensitive Primers. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2002; 122(3): 267-273.
325. Toodehzaeim M H, Rezaie N. Effect of Saliva Contamination on Microleakage beneath Bonded Brackets: A Comparison between Two Moisture-Tolerant Bonding Systems. Journal of dentistry (Tehran, Iran). 2015; 12(10): 747.
326. Eslami Amirabadi G, Shirazi M, Shirazi Z. Effect of Saliva Contamination on Shear Bond Strength of Transbond Xt and Assure Universal Bonding Resin to Enamel. Journal of Islamic Dental Association of IRAN. 2014; 26(3): 163-169.
327. Dorminey J C, Dunn W J, Taloumis L J. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded with a Modified 1-Step Etchant-and-Primer Technique. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2003; 124(4): 410-413.
328. Zeppieri I L, Chung C-H, Mante F K. Effect of Saliva on Shear Bond Strength of an Orthodontic Adhesive Used with Moisture-Insensitive and Self-Etching Primers. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2003; 124(4): 414-419.
329. Jaffer S, Oesterle L J, Newman S M. Storage Media Effect on Bond Strength of Orthodontic Brackets. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2009; 136(1): 83-86.

330. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman A I. Effect of Self-Etching Primers on Bond Strength—Are They Reliable? The Angle Orthodontist. 2003; 73(1): 64-70.
331. Reena R, Gill S, Miglani A. Storage Media: A Neglected Variable for in Vitro Studies. The Journal of Indian Orthodontic Society. 2011; 46: 5-8.
332. Rix D, Foley T F, Mamandras A. Comparison of Bond Strength of Three Adhesives: Composite Resin, Hybrid Gic, and Glass-Filled Gic. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2001; 119(1): 36-42.
333. Signorelli M D, Kao E, Ngan P W, Gladwin M A. Comparison of Bond Strength between Orthodontic Brackets Bonded with Halogen and Plasma Arc Curing Lights: An in-Vitro and in-Vivo Study. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2006; 129(2): 277-282.
334. Vicente A, Bravo L A, Romero M, José Ortiz A, Canteras M. A Comparison of the Shear Bond Strength of a Resin Cement and Two Orthodontic Resin Adhesive Systems. The Angle Orthodontist. 2005; 75(1): 109-113.
335. Lindauer S J, Shroff B, Marshall F, Anderson R H, Moon P C. Effect of Pumice Prophylaxis on the Bond Strength of Orthodontic Brackets. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1997; 111(6): 599-605.
336. Lill D J, Lindauer S J, Tüfekçi E, Shroff B. Importance of Pumice Prophylaxis for Bonding with Self-Etch Primer. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2008; 133(3): 423-426.
337. Bishara S E, Ostby A W, Ajlouni R, Laffoon J F, Warren J J. Early Shear Bond Strength of a One-Step Self-Adhesive on Orthodontic Brackets. The Angle Orthodontist. 2006; 76(4): 689-693.
338. Eliades T, Viazis A D, Eliades G. Bonding of Ceramic Brackets to Enamel: Morphologic and Structural Considerations. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1991; 99(4): 369-375.
339. Al-Twaijri S, Viana G, Bedran-Russo A K. Effect of Prophylactic Pastes Containing Active Ingredients on the Enamel-Bracket Bond Strength of Etch-and-Rinse and Self-Etching Systems. The Angle Orthodontist. 2011; 81(5): 788-793.
340. Hu H, Li C, Li F, Chen J, Sun J, Zou S, Sandham A, Xu Q, Riley P, Ye Q. Enamel Etching for Bonding Fixed Orthodontic Braces. Cochrane Database of Systematic Reviews. 2013; (11).
341. Zhu J J, Tang A T, Matinlinna J P, Hägg U. Acid Etching of Human Enamel in Clinical Applications: A Systematic Review. The Journal of prosthetic dentistry. 2014; 112(2): 122-135.
342. Vishwanath A, Nagarathna K, Phadnis P. Evaluation of the Effect of Moisture and Blood Contamination on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded with a Moisture Insensitive Primer: An in-Vitro Study. Indian Journal of Stomatology. 2012; 3(2): 91.
343. Lopes G C, Thys D G, Klaus P, Oliveira G, Widmer N. Enamel Acid Etching: A Review. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 2007; 28(1): 18-24; quiz 25, 42.
344. ÖzdemİR H, Bayindir F. Effect of Different Surface Treatment on Bond Strength of Resin Cement to Zirconium and Leucite-Reinforced Glass Ceramic. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 28(2): 150-156.

345. Heikkinen T T, Lassila L V, Matinlinna J P, Vallittu P K. Effect of Operating Air Pressure on Tribochemical Silica-Coating. Acta Odontol. Scand. 2007; 65(4): 241-248.
346. Matinlinna J, Vallittu P. Bonding of Resin Composites to Etchable Ceramic Surfaces–an Insight Review of the Chemical Aspects on Surface Conditioning. J. Oral Rehabil. 2007; 34(8): 622-630.
347. Oliveira D D, Bradley T G, Pithon M M, Pantuzo M C G, Akaki E, Dhuru V. Effect of Different Enamel Conditionings on the Bond Strength of Glass Ionomer Cement and Ceramic Brackets. Brazilian Journal of Oral Sciences. 2014; 13(4): 270-275.
348. Cacciafesta V, Sfondrini M F, Gatti S, Klersy C. Effect of Water and Saliva Contamination on the Shear Bond Strength of a New Light-Cured Cyanoacrylate Adhesive. Prog. Orthod. 2007; 8(1): 100-11.
349. Türkoğlu Ö, Bulut A C. Geçmİşten Günümüze Polİmerİzasyon Cİhazlari. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2017(2017).
350. Oz A A, Oz A Z, Arici S. In-Vitro Bond Strengths and Clinical Failure Rates of Metal Brackets Bonded with Different Light-Emitting Diode Units and Curing Times. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2016; 149(2): 212-216.
351. Almeida L F, Martins L P, Martins R P. Effects of Reducing Light-Curing Time of a High-Power Led Device on Shear Bond Strength of Brackets. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie. 2018; 79(5): 352-358.
352. Atay M T, Ahmet B S O, Özel G S. Ağiz Ortaminin Sİmülasyonu Açisindan Termal Ve Loading Sİklusun Önemİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 26(4).
353. Sokucu O, Siso S H, Ozturk F, Nalcaci R. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Cured with Different Light Sources under Thermocycling. European journal of dentistry. 2010; 4(03): 257-262.
354. Zachrisson Y Ø, Zachrisson B U, Büyükyilmaz T. Surface Preparation for Orthodontic Bonding to Porcelain. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1996; 109(4): 420-430.
355. Braga R R, Meira J B, Boaro L C, Xavier T A. Adhesion to Tooth Structure: A Critical Review of “Macro” Test Methods. Dent. Mater. 2010; 26(2): e38-e49.
356. Vicente A, Toledano M, Bravo L A, Romeo García A, Higuera B D L, Osorio R. Effect of Water Contamination on the Shear Bond Strength of Five Orthodontic Adhesives. Medicina Oral, Patología Oral y Cirugia Bucal, 2010, vol. 15, num. 5, p. 820-826. 2010.
357. Yassaei S, Davari A, Moghadam M G, Kamaei A. Comparison of Shear Bond Strength of Rmgi and Composite Resin for Orthodontic Bracket Bonding. Journal of Dentistry (Tehran, Iran). 2014; 11(3): 282.
358. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of Bond Strength Tests: A Critical Review-Part Ii. Journal of conservative dentistry: JCD. 2014; 17(5): 420.
359. Tekçe N. İn Vitro Bağlanma Dayanım Testleri Ile Klinik Çalışmalar Arasındaki İlişki. 2013.

360. Finnema K J, Özcan M, Post W J, Ren Y, Dijkstra P U. In-Vitro Orthodontic Bond Strength Testing: A Systematic Review and Meta-Analysis. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2010; 137(5): 615-622. e3.
361. Thomasa R L, De Rijk W G, Evans C A. Tensile and Shear Stresses in the Orthodontic Attachment Adhesive Layer with 3d Finite Element Analysis. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1999; 116(5): 530-532.
362. Eslami Amirabadi G, Shirazi M, Shirazi Z. Microshear Bond Strength of Transbond Xt and Assure Universal Bonding Resin to Stainless Steel Brackets, Amalgam and Porcelain. Journal of Islamic Dental Association of Iran. 2015; 27(1): 1-5.
363. Öztoprak M O, Isik F, Sayınsu K, Arun T, Aydemir B. Effect of Blood and Saliva Contamination on Shear Bond Strength of Brackets Bonded with 4 Adhesives. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2007; 131(2): 238-242.
364. De Carvalho R C C, De Carvalho N M P, Herênio S S, De Oliveira Bauer J R, Paiva A E M, Costa J F, Costa E L. Evaluation of Shear Bond Strength of Orthodontic Resin and Resin Modified Glass Ionomer Cement on Bonding of Metal and Ceramic Brackets. RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia. 2012; 9(2): 170-176.
365. Al-Saleem N A. The Shear Bond Strength of Moisture Insensitive Orthodontic Bonding. Al-Rafidain Dental Journal. 2006; 7(1): 61-65.
366. Fu B, Sun X, Qian W, Shen Y, Chen R, Hannig M. Evidence of Chemical Bonding to Hydroxyapatite by Phosphoric Acid Esters. Biomaterials. 2005; 26(25): 5104-5110.
367. Giannini M, Makishi P, Ayres A P A, Vermelho P M, Fronza B M, Nikaido T, Tagami J. Self-Etch Adhesive Systems: A Literature Review. Braz. Dent. J. 2015; 26(1): 3-10.
368. Valente R M, De Rijk W G, Drummond J L, Evans C A. Etching Conditions for Resin-Modified Glass Ionomer Cement for Orthodontic Brackets. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2002; 121(5): 516-520.
369. Reddy L, Marker V A, Ellis Iii E. Bond Strength for Orthodontic Brackets Contaminated by Blood: Composite Versus Resin-Modified Glass Ionomer Cements. J. Oral Maxillofac. Surg. 2003; 61(2): 206-213.
370. Subbaiah D P. Evaluation and Comparison of Shear Bond Strength of Ethyl Cyanoacrylate Bonding Adhesive to an Established Self-Cure Acrylic Bonding System under Different Condition – an Invitro Study. International Journal of Dental Update. 2012.
371. Orendain D R, Espínola G S. Comparison between the Adhesion Forces of Two Orthodontic Systems with Moisture Affinity in Two Enamel Surface Conditions. Revista Mexicana de Ortodoncia. 2014; 2(2): e87-e92.
372. Uysal T, Ustdal A, Kurt G. Evaluation of Shear Bond Strength of Metallic and Ceramic Brackets Bonded to Enamel Prepared with Self-Etching Primer. The European Journal of Orthodontics. 2010; 32(2): 214-218.
373. Katti C, Katti G, Shahbaz S. Shear Bond Strength of Metal and Ceramic Brackets Using Conventional Acid Etch/Primer and Self-Etch Primer. Journal of Dr. NTR University of Health Sciences. 2019; 8(2): 101.
374. Salem M A. The Shear Bond Strength of the Aesthetic Brackets by Using Self Etching Primers. Egypt. Dent. J. 2017; 63(3-July (Orthodontics, Pediatric & Preventive Dentistry)): 2137-2145.

375. Verma K, Gandhi G, Upadhyay S, Phor D, Sharma J, Kathait. P. Evaluation of Shear Bond Strength and Adhesive Remnant Index of Four Adhesive Resin Systems Using Metallic and Ceramic Brackets. IOSR-JDMS. 2019; Volume 18(Issue 7 Ser): 49-54.
376. Dalaie K, Mirfasihi A, Eskandarion S, Kabiri S. Effect of Bracket Base Design on Shear Bond Strength to Feldspathic Porcelain. European journal of dentistry. 2016; 10(03): 351-355.
377. Toodehzaeim M H, Haerian A, Safari I, Arjmandi R. The Effect of Assure Plus Resin on the Shear Bond Strength of Metal Brackets Bonded to Enamel and Surface of Porcelain and Amalgam Restorations. Biosci. Biotech. Res. Comm. 2017; 10(2): 82-87.
378. Cevik P, Eraslan O, Eser K, Tekeli S. Shear Bond Strength of Ceramic Brackets Bonded to Surface-Treated Feldspathic Porcelain after Thermocycling. The International journal of artificial organs. 2018; 41(3): 160-167.
379. Adisty D, Hoesin F. *Shear Bond Strength of the Metal Bracket on the Porcelain Surface Using Three Silane Coupling Agents: A Laboratory-Based Experimental Study*. in *Journal of Physics: Conference Series*. 2018. IOP Publishing.
380. Naseh R, Afshari M, Shafiei F, Rahnamoon N. Shear Bond Strength of Metal Brackets to Ceramic Surfaces Using a Universal Bonding Resin. Journal of clinical and experimental dentistry. 2018; 10(8): e739.
381. Costa A R, Correr A B, Consani S, Giorgi M C C, Vedovello S A, Vedovello Filho M, Santos E C A, Correr-Sobrinho L. Influence of Water Storage and Bonding Material on Bond Strength of Metallic Brackets to Ceramic. Braz. Dent. J. 2015; 26(5): 503-506.
382. Matos N R S D, Costa A R, Valdrighi H C, Correr A B, Vedovello S A, Santamaria Jr M, Correr-Sobrinho L. Effect of Acid Etching, Silane and Thermal Cycling on the Bond Strength of Metallic Brackets to Ceramic. Braz. Dent. J. 2016; 27(6): 734-738.
383. Gonçalves P R A, Moraes R R D, Costa A R, Correr A B, Nouer P R A, Sinhoreti M a C, Correr-Sobrinho L. Effect of Etching Time and Light Source on the Bond Strength of Metallic Brackets to Ceramic. Braz. Dent. J. 2011; 22(3): 245-248.
384. Abu Alhaija E S, Al-Wahadni A M. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Different Ceramic Surfaces. Eur. J. Orthod. 2007; 29(4): 386-9.
385. Kitayama Y, Komori A, Nakahara R. Tensile and Shear Bond Strength of Resin-Reinforced Glass Ionomer Cement to Glazed Porcelain. The Angle Orthodontist. 2003; 73(4): 451-456.
386. Larmour C, Bateman G, Stirrups D. An Investigation into the Bonding of Orthodontic Attachments to Porcelain. The European Journal of Orthodontics. 2006; 28(1): 74-77.
387. Wael T. Comparative Study between Composite Resin and Smart Bond for Bonding Metal Brackets on Porcelain Teeth. EDJ. 2004; 50 (3 Part II): 1665-1668.

388. Oz A A, Yazicioglu S, Arici N, Akdeniz B S, Murat N, Arıcı S. Assessment of the Confidence of the Adhesive Remnant Index Score with Different Methods. Turkish J Orthod Vol. 2014; 26(4).
389. Montasser M A, Drummond J L. Reliability of the Adhesive Remnant Index Score System with Different Magnifications. The Angle orthodontist. 2009; 79(4): 773-776.
390. O'brien K, Watts D, Read M. Residual Debris and Bond Strength—Is There a Relationship? Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1988; 94(3): 222-230.
391. Jurišić S, Jurišić G, Jurić H. Influence of Adhesives and Methods of Enamel Pretreatment on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. Acta Stomatol. Croat. 2015; 49(4): 269-274.
392. Zachrisson B U. Orthodontic Bonding to Artificial Tooth Surfaces: Clinical Versus Laboratory Findings. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2000; 117: 592-4.
393. Cardoso L a M, Valdrighi H C, Vedovello Filho M, Correr A B. Effect of Adhesive Remnant Removal on Enamel Topography after Bracket Debonding. Dental Press J. Orthod. 2014; 19(6): 105-112.
394. Liu J-K, Chung C-H, Chang C-Y, Shieh D-B. Bond Strength and Debonding Characteristics of a New Ceramic Bracket. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2005; 128(6): 761-765.
395. Theodorakopoulou L P, Sadowsky P L, Jacobson A, Lacefield Jr W. Evaluation of the Debonding Characteristics of 2 Ceramic Brackets: An in Vitro Study. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2004; 125(3): 329-336.
396. Thurmond J W, Barkmeier W W, Wilwerding T M. Effect of Porcelain Surface Treatments on Bond Strengths of Composite Resin Bonded to Porcelain. J. Prosthet. Dent. 1994; 72(4): 355-359.
397. Lia Z C, White S N. Mechanical Properties of Dental Luting Cements. The Journal of prosthetic dentistry. 1999; 81(5): 597-609.
398. Korkut E, Gezgin O, Tulumbacı F, Özer H, Şener Y. Comparative Evaluation of Mechanical Properties of a Bioactive Resin Modified Glass Ionomer Cement. Journal of Ege University School of Dentistry. 2017; 38: 170-175.
399. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer H C, Büchler A. Laboratory Strength of Glass Ionomer Cement, Compomers, and Resin Composites. J. Prosthodont. 2002; 11(2): 86-91.
400. Kundie F, Azhari C H, Muchtar A, Ahmad Z A. Effects of Filler Size on the Mechanical Properties of Polymer-Filled Dental Composites: A Review of Recent Developments. Journal of Physical Science. 2018; 29(1): 141-165.

9.ÖZGEÇMİŞ

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÖZGEÇMİŞ

Adı	Aslı Pelin	**Soyadı**	KAYA BURSA
Doğum Yeri	Şişli	**Doğum Tarihi**	19/06/1990
Uyruğu	TC	**Tel**	0506 412 3856
E-posta	aslii-peliin@hotmail.com		

EĞİTİM DÜZEYİ

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mezuniyet Yılı**
Doktora/Uzmanlık	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı	2020
Tezli Yüksek Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (İNGİLİZCE)	2014
Tezsiz Yüksek Lisans		
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (İNGİLİZCE)	2014
Lise	Diyarbakır Rekabet Kurumu Cumhuriyet Fen Lisesi	2007

İŞ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
Diş Hekimi	Şanlıurfa Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	(2015-2016)
Diş Hekimi	Diyarbakır Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	(2016-2020)

Yabancı Dil Sınav Notu								
ÜDS/YDS	YÖKDİL	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
58,75	88,75							

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	88,55	85,87	67,45
(Diğer) Puanı			

10.EKLER

10.1.Ek 1. Etik Kurul Karar Raporu

DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
YEREL ETİK KURULU

ETİK KURUL KARARI

TOPLANTI TARİHİ	TOPLANTI SAYISI	KARAR NO	ARAŞTIRMA YÜRÜTÜCÜSÜ
30.01.2018	1	1	Doç.Dr. Güvenç BAŞARAN Ortodonti A.D

KARAR

'Ortodontik Yapıştırıcıların Nem Varlığında Farklı Yüzeylere Bağlanma Kuvvetlerinin İn-vitro Olarak Karşılaştırılması' başlıklı, 2018/1 protokol no.lu çalışma etik kurulumuz tarafından görüşülmüş olup, etik kurallara uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.

Görevi	Adı Soyadı	Bölümü	Evet	Hayır	İmza
Başkan	Prof.Dr. Beyza KAYA	Diş.Hek. Fak. Ağız, Diş,Çene Hast. ve Cerrahisi A.D	✓		
Başkan Yrd.	Prof. Dr. Remzi NİGİZ	Diş Hek Fak Protetik Diş Tedavisi A.D	✓		
üye	Prof. Dr. Seher GÜNDÜZ ARSLAN	Diş.Hek.Fak Ortodonti A.D	✓		
üye	Prof.Dr. Nezahat AKPOLAT	Tıp Fak. Mikrobiyoloji A.D	✓		
üye	Prof.Dr. M.Zülküf AKDAĞ	Tıp Fak. Biyofizik A.D	✓		
üye	Doç.Dr. Emin Caner TÜMEN	Diş.Hek. Fak. Çocuk Diş Hekimliği A.D	✓		
üye	Doç.Dr. Ayfer AKTAŞ	D.Ü. Tıp Fak. Histoloji-Embriyoloji A.D			
üye	Doç.Dr. Sadullah KAYA	Diş.Hek. Fak. Endodonti A.D	✓		
Raportör	Doç.Dr. Ela Tules KADİROĞLU	Diş.Hek. Fak. Periodontoloji A.D	✓		
üye	Yrd.Doç.Dr. Ersin UYSAL	D.Ü. Teknik Bilimler Meslek Yük. Okulu			
üye	Av. Şahhanım KAPLAN	D.Ü Hukuk Müşavirliği			

11.ORİJİNALLİK RAPORU

Turnitin Orijinallik Raporu

Ortodontik Yapıştırıcıların Nem Varlığında Farklı Yüzeylere Bağlanma Kuvvetlerinin İn-vitro Olarak Karşılaştırılması Aslı Pelin Kaya Bursa tarafından

Ortodontik Yapıştırıcıların Nem Varlığında Farklı Yüzeylere Bağlanma Kuvvetlerinin İn-vitro Olarak Karşılaştırılması (Doktora Tezi) den

Benzerlik Endeksi	Kaynağa göre Benzerlik	
%2	Internet Sources:	%2
	Yayınlar:	%2
	Öğrenci Ödevleri:	%0

20-Ağu-2020 15:47 +03' de işleme kondu
NUMARA: 1371782636
Kelime Sayısı: 34726

kaynaklar:

1 < 1% match (yayınlar)
Ascensión Vicente, Antonio José Ortiz Ruiz, Miriam García López, Yolanda Martínez Beneyto, Luis-Alberto Bravo-González, "Enamel Resistance to Demineralization After Bracket Debonding Using Fluoride Varnish", Scientific Reports, 2017

2 < 1% match (18-Nis-2016 tarihli internet)
http://journals.tubitak.gov.tr/veterinary/issues/vet-98-22-1/vet-22-1-16-96135.pdf

3 < 1% match (07-May-2019 tarihli internet)
http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/11655/2475/c0b19485-3815-4776-8526-41672ec8efbc.pdf?isAllowed=y&sequence=1

4 < 1% match (18-Ara-2019 tarihli internet)
http://izdokongreleri.org/gorseller/files/izdokitap2019.pdf

5 < 1% match (yayınlar)
Andrea Scribante, Maria Francesca Sfondrini, Danilo Fraticelli, Paola Daina, Alessandra Tamagnone, Paola Gandini, "The Influence of No-Primer Adhesives and Anchor Pylons Bracket Bases on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets", BioMed Research International, 2013

6 < 1% match ()
https://epub.uni-regensburg.de/31046/1/Dissertation.pdf

7 < 1% match (yayınlar)
Edoardo Mantovani, Enrico Castroflorio, Gabriele Rossini, Francesco Garino et al. "Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Paßgenauigkeit von Alignern an Verankerungsattachments", Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie, 2019

ASLI PELİN KAYA BURSA	DİCLE ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.	DOKTORA TEZİ	DİYARBAKIR-2020