



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN
GEÇİCİ KRON MATERYALLERİNE UYGULANAN
FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME
İŞLEMLERİNİN METAL ORTODONTİK
BRAKETLERİN BAĞLANIM DAYANIMINA
ETKİSİ**

Hande BAŞOĞLU

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Birol ÖZEL

TRABZON – 2018



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN
GEÇİCİ KRON MATERYALLERİNE UYGULANAN
FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME
İŞLEMLERİNİN METAL ORTODONTİK
BRAKETLERİN BAĞLANIM DAYANIMINA
ETKİSİ**

Hande BAŞOĞLU

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Birol ÖZEL

TRABZON – 2018

ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Dr. Öğr. Üyesi M. Birol ÖZEL

Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Hande BAŞOĞLU hazırladığı "CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Geçici Kron Materyallerine Uygulanan Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemlerinin Metal Ortodontik Braketlerin Bağlanım Dayanımına Etkisi" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi

: 04.05.2018

Danışman Dr. Öğr. Üyesi M. Birol ÖZEL

:

Jüri Üyesi Doç. Dr. Çağla ŞAR

:

Jüri Üyesi Dr. Öğr. Üyesi Neslihan SEYHAN CEZİRLİ :

:

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof.Dr.Polat KOŞUCU

Dekan

Mayıs – 2018
TRABZON

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağılı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışım olmadığını beyan ederim.

04.05.2018

Hande BAŞOĞLU



İthaf

Uzmanlık tezimi, her zaman beni destekleyen canım aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen, her konuda destek ve yardımcı olan, değerli tez danışmanım Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Birol ÖZEL'e,

Uzmanlık eğitimimde emeği geçen, bilgi ve tecrübeleriyle bana katkı sağlayan değerli hocalarım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ersan İlsay KARADENİZ, Sayın Doç. Dr. Mehmet BAYRAM ve Sayın Doç. Dr. Ruhi NALÇACI'ya,

Çalışmada kullanılan örneklerin laboratuvarında incelemesi aşamasında bana yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Tevfik KÜÇÜKÖMEROĞLU, Arş. Gör. Harun YANAR'a,

Çalışmanın istatistiksel değerlendirmelerinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Tezimin hazırlanması sırasında yardım ve desteğini esirgemeyen sevgili arkadaşım Arş. Gör. Buket PALA MUTLU'ya,

Yaşamım boyunca bana destek olup yol gösteren; sevgileri, sabırları, özverileri ile bugüne gelmemde en çok emeği geçen, beni bu yaşıma getiren canımdan çok sevdiğim değerli annem Şadiye BAŞOĞLU, babam Halük BAŞOĞLU, ağabeyim Neşat BAŞOĞLU ve kız kardeşim Pınar BAŞOĞLU'na

Uzmanlık eğitimim boyunca çok şey paylaştığım, sevgi ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen, hayatımın geri kalan kısmında da yanımda olmasını dilediğim dostum Arş. Gör. Damla UZUN'a

Uzmanlık eğitimim boyunca beraber çalışmaktan keyif duyduğum, desteklerini her zaman hissettiğim tüm arkadaşlarıma ve bölüm personelimize,

Tanıştığımız günden beri desteğini ve ilgisini üzerimden esirgemeyen, her anımda yüzümü güldürmeyi başaran ve her daim yanımda olmasını dilediğim Barış BAŞER'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Hande BAŞOĞLU

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
KABUL VE ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	VIII
TABLolar DİZİNİ	XII
ŞEKİLLER DİZİNİ	XV
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER	XVIII
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	8
4.1. Mine Yüzeyine Direkt Bonding	9
4.1.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi ve Nem Kontrolü	9
4.1.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi	10
4.1.2.1. Asit Uygulaması	10
4.1.2.2. Kumlama ile Hava Abrazyonu	11
4.1.2.3. Lazer Uygulaması	12
4.1.3. Mine Yüzeyine Ortodontik Ataşmanın Yapıştırılması	13
4.1.4. Yapıştırıcı Tipleri	14
4.2. Kron ve Restorasyonlara Ortodontik Ataşman Yapıştırılması	15
4.2.1. Amalgam Yüzeyine Yapıştırma	16

4.2.2. Porselen Yüzeyine Yapıştırma	17
4.2.3. Kompozit Yüzeyine Yapıştırma	21
4.2.4. Zirkonya Yüzeyine Yapıştırma	23
4.2.5. Hibrit Seramik Yüzeyine Yapıştırma	25
4.3. Geçici Restorasyon Materyalleri	26
4.3.1. Geçici Restorasyon Materyallerinin Sınıflandırılması	28
4.3.2. Geçici Kron Materyali yüzeyine Yapıştırma	31
5. GEREÇ VE YÖNTEM	34
5.1. Örneklerin Hazırlanması	34
5.2. Örnek Yüzeylere Pürüzlendirme İşlemlerinin Uygulanması	36
5.3. Örnek Yüzeylere Braketlerin Yapıştırılması	41
5.4. Örneklerin Saklanması	44
5.5. Makaslama Testinin Uygulanması	45
5.6. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi	48
5.7. Profilometre Çalışması	49
5.9. İstatistiksel Değerlendirme	50
6. BULGULAR	51
6.1. Makaslama Testi ile İlgili Bulgular	51
6.1.1. Vita CAD-temp Materyaline Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi	52
6.1.2. Vita CAD-temp Materyaline Ait Grupların 14 gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi	53
6.1.3. Vita CAD-temp Materyaline Ait Grupların 24 Saat ve 14 Gün sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması	54
6.1.4. Tempo CAD Materyaline Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi	56

6.1.5. Tempo CAD Materyaline Ait Grupların 14 Gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi	58
6.1.6. Tempo CAD Materyaline Ait Grupların 24 Saat ve 14 Gün sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması	58
6.1.7. Pekkton İvory Materyaline Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi	60
6.1.8. Pekkton İvory Materyaline Ait Grupların 14 Gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi	62
6.1.9. Pekkton İvory Materyaline Ait Grupların 24 Saat ve 14 Gün sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması	62
6.1.10. Vita CAD-temp ve Tempo CAD Materyallerine Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması	64
6.1.11. Vita CAD-temp ve Pekkton İvory Materyallerine Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması	66
6.1.12. Tempo CAD ve Pekkton İvory Materyallerine Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması	67
6.1.13. Vita CAD-temp ve Tempo CAD Materyallerine Ait Grupların 14 Gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması	68
6.1.14. Vita CAD-temp ve Pekkton İvory Materyallerine Ait Grupların 14 Gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması	70
6.1.15. Tempo CAD ve Pekkton İvory Materyallerine Ait Grupların 14 Gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması	71
6.2. Arı Skorları İle İlgili Bulgular	74
6.2.1. Vita CAD-temp Materyaline Ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları	74
6.2.2. Tempo CAD Materyaline Ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları	74
6.2.3. Pekkton İvory Materyaline Ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları	76

6.2.4. Vita CAD-temp Materyaline Ait 14 Gün Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları	76
6.2.5. Tempo CAD Materyaline Ait 14 Gün Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları	77
6.2.6. Pekkton İvory Materyaline Ait 14 Gün Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları	77
6.2.7. Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory Materyaline Ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları	79
6.2.8. Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory Materyaline Ait 14 Gün Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları	79
6.3. Profilometre Çalışma Sonuçları	82
6.3.1. Vita CAD-temp Materyaline ait Grupların Pürüzlülük Testi Sonuçları	82
6.3.2. Tempo CAD Materyaline ait Grupların Pürüzlülük Testi Sonuçları	84
6.3.3. Pekkton İvory Materyaline ait Grupların Pürüzlülük Testi Sonuçları	86
7. TARTIŞMA	88
7.1. Amaç, Gereç ve Yöntemin Tartışılması	88
7.2. Makaslama Testi Sonuçlarının Tartışılması	95
7.3. ARI Skoru Bulgularının Tartışılması	102
7.4. Profilometre Bulgularının Tartışılması	104
8. SONUÇ VE ÖNERİLER	106
9. KAYNAKLAR	107
10. EKLER	131

TABLolar DİZİNİ

Tablolar

Tablo 1: Çalışmada kullanılan geçici CAD/CAM blokları.....	34
Tablo 2: Yüzey pürüzlendirme işlemleri	37
Tablo 3: Çalışma grupları	37
Tablo 4: MPa değerlerinin İki Yönlü ANOVA etkileşim tablosu	51
Tablo 5: Vita CAD-temp materyaline ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları.....	52
Tablo 6: Vita CAD-temp materyaline ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları.....	54
Tablo 7: Vita CAD-temp Materyaline Ait Grupların 24 Saat ve 14 Gün sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulguları.....	56
Tablo 8: Tempo CAD Materyaline Ait Grupların 24 Saat Sonra uygulanan makaslama testi bulguları.....	57
Tablo 9: Tempo CAD materyaline ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları.....	59
Tablo 10: Tempo CAD materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları.....	60
Tablo 11: Pekkton İvory Materyaline Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulguları.....	61
Tablo 12: Pekkton İvory materyaline ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları.....	63
Tablo 13: Pekkton İvory materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları.....	64

Tablo 14: Vita CAD-temp ve Tempo CAD materyallerine ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları	65
Tablo 15: Vita CAD-temp ve Pekkton İvory Materyallerine Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulguları.....	67
Tablo 16: Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları	69
Tablo 17: Vita CAD-temp ve Tempo CAD materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları	70
Tablo 18: Vita CAD-temp ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları	72
Tablo 19: Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları	73
Tablo 20: Vita CAD-temp Materyaline ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların ARI Skorları.....	75
Tablo 21: Tempo CAD Materyaline ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların ARI Skorları.....	75
Tablo 22: Pekkton İvory Materyaline ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların ARI Skorları.....	76
Tablo 23: Vita CAD-temp Materyaline ait 14 Gün Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların ARI Skorları.....	77
Tablo 24: Tempo CAD materyaline ait 14 gün sonra makaslama testi uygulanan grupların arı skorları.....	78
Tablo 25: Pekkton İvory materyaline ait 14 gün sonra makaslama testi uygulanan grupların arı skorları	78
Tablo 26: Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyaline ait 24 saat sonra makaslama testi uygulanan grupların arı skorları.....	80

Tablo 27: Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyaline ait 14 gün sonra makaslama testi uygulanan grupların arı skorları.....	81
Tablo 28: Vita CAD-temp materyaline ait grupların Ra bulguları	82
Tablo 29: Tempo CAD materyaline ait grupların Ra bulguları.....	84
Tablo 30: Pekkton İvory materyaline ait grupların Ra bulguları.....	86



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekiller

Şekil 1: Çalışmanın akış şeması	7
Şekil 2: Örneklerin üretilmesinde kullanılan CAD/CAM sistemi.....	35
Şekil 3: Tasarlanan örneklerin üç boyutlu görüntüsü.....	35
Şekil 4: CAD/CAM sistemi ile üretilen örneklerin ön ve arka taraftan görünümü.....	36
Şekil 5: CAD/CAM sistemi ile üretilen örneklerin üst taraftan görünümü.....	36
Şekil 6: Çalışmada kullanılan HF asit jel	38
Şekil 7: Çalışmada kullanılan Silan.....	38
Şekil 8: Çalışmada kullanılan ağız içi kumlama cihazı.....	39
Şekil 9: Çalışmada kullanılan Al ₂ O ₃ tozu	39
Şekil 10: Çalışmada kullanılan elmas frez	40
Şekil 11: Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazer cihazı.....	40
Şekil 12: Çalışmada kullanılan metil metakrilat monomer	41
Şekil 13: Çalışmada Kullanılan primer ve yapıştırıcı	42
Şekil 14: Çalışmada kullanılan braket.....	42
Şekil 15: Braket kaidesinin dikey düzleme paralel olmasını sağlayan düzenek	43
Şekil 16: Braket kaidesinin düzeneğin uç kısmı yardımıyla pozisyonlandırılması.....	43
Şekil 17: Çalışmada kullanılan LED ışık cihazı.....	44
Şekil 18: 24 saat etüvde bekletilen örnekler.....	44
Şekil 19: 14 gün etüvde bekletilen örnekler	45

Şekil 20: Çalışmada kullanılan test cihazı.....	46
Şekil 21: Örnekleri sabit tutmak için hazırlanan düzenek.....	46
Şekil 22: Test cihazının üst parçasına sabitlenen ince uçlu paslanmaz çelik bıçak	47
Şekil 23: Örneğin test cihazına yerleştirilmesi.....	47
Şekil 24: Örneklerin incelenmesinde kullanılan stereo mikroskop.....	48
Şekil 25: İncelemede kullanılan profilometre cihazı.....	49
Şekil 26: Vita CAD-temp Materyaline Ait Grupların 24 Saat ve 14 Gün sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulguları.....	55
Şekil 27: Tempo CAD materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları	59
Şekil 28: Pekkton İvory materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları	63
Şekil 29: Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları.....	66
Şekil 30: Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları	74
Şekil 31: Vita CAD-temp materyaline ait HF asit uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	82
Şekil 32: Vita CAD-temp materyaline ait Al ₂ O ₃ ile kumlama yapılmış örneğin profilometre görüntüsü	82
Şekil 33: Vita CAD-temp materyaline ait ultrafine frez uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	83
Şekil 34: Vita CAD-temp materyaline ait Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	83

Şekil 35: Vita CAD-temp materyaline ait metilmetakrilat monomer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	83
Şekil 36: Tempo CAD materyaline ait HF asit uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	84
Şekil 37: Tempo CAD materyaline ait Al ₂ O ₃ ile kumlama yapılmış örneğin profilometre görüntüsü	84
Şekil 38: Tempo CAD materyaline ait ultrafine frez uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	85
Şekil 39: Tempo CAD materyaline ait Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	85
Şekil 40: Tempo CAD materyaline ait metilmetakrilat monomer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	85
Şekil 41: Pekkton İvory materyaline ait HF asit uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	86
Şekil 42: Pekkton İvory materyaline ait Al ₂ O ₃ ile kumlama yapılmış örneğin profilometre görüntüsü	86
Şekil 43: Pekkton İvory materyaline ait ultrafine frez uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	87
Şekil 44: Pekkton İvory materyaline ait Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	87
Şekil 45: Tempo CAD materyaline ait metilmetakrilat monomer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü	87

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER

Kısaltmalar

Ark: Arkadaşları

n: Örnek Sayısı

ARI: Adhesive Remnant Index (Artık Yapıştırıcı İndeksi)

BisGMA: Bisfenol Glisidil Metakrilat

PMMA: Polimetil metakrilat

PEMA: Polietil metakrilat

PEKK: Poli-eter-eton-eton

SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

HF: Hidroflorik Asit

Er:YAG: Erbium-doped Yttrium Aluminium Garnet

Er,Cr:YSGG: Erbium, Chromium Yttriumscandium-gallium Garnet

Nd: YAG: Neodimyum Yttrium Aluminium Garnet

Simgeler

µm: Mikrometre

Dk: Dakika

Sn: Saniye

Mm: Milimetre

Cm: Santimetre

%: Yüzde

N: Newton

°C: Santigrat Derece

MPa: Megapascal

< : ‘ den küçüktür

> : ‘ den büyüktür

Formüller

Al₂O₃: Alüminyum oksit

CO₂: Karbon dioksit

1. ÖZET

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan geçici kron materyallerine uygulanan farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin metal ortodontik braketlerin bağlanım dayanımına etkisi

Bu çalışmanın amacı, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan çeşitli geçici kron materyal ve yüzey pürüzlendirme işlem kombinasyonlarının ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına etkilerinin incelenmesidir. Çalışmamızda kullanılmak üzere Coritec 550i imes-icore cihazında 100 adet Tempo CAD (PMMA) yüzeyi, 100 adet Vita CAD temp (Bis-akril kompozit) yüzeyi ve 100 adet Pekkton İvory (PEKK) yüzeyi elde edilmiştir. Her materyal grubunda yüzeylere % 9,6'lık Hidroflorik asit, 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama, ultrafine elmas frez, Er,Cr:YSGG lazer, MMA monomeri olmak üzere toplam beş farklı işlem uygulanmış (n:20) ve ortodontik ataşmanlar Transbond XT™ ile yapıştırılmıştır. Örneklerin yarısında makaslama testi 24 saat sonra, diğer yarısında ise 14 gün sonra Instron cihazı ile uygulanmıştır. Braketlerin bağlanma dayanımları Newton biriminde ölçüldükten sonra braket yüzey alanına bölünerek Megapascal'a çevrilmiştir. Tüm materyal gruplarında en yüksek bağlanma direnci Al₂O₃ tozu ile kumlama yapılan örneklerde kaydedildi. En düşük bağlanma direnci Vita CAD temp ve Tempo CAD materyallerinde lazer uygulanan grupta, Pekkton İvory materyalinde ise MMA monomer uygulanan grupta kaydedilmiştir. Kopma tipleri Adhesive Remnant Indeks'e (ARI) göre skorlanmıştır. Al₂O₃ tozu ile kumlanan yüzeylerde kopma yapıştırıcı ve braket ara yüzünde görülürken, diğer pürüzlendirme işlemlerinin uygulandığı gruplarda kopma daha çok geçici kron yüzeyi-yapıştırıcı ara yüzünde görülmüştür. Profilometre cihazında incelenmek üzere her materyal grubunda beş adet yüzeye pürüzlendirme işlemleri uygulanmış ve tüm materyallerde en pürüzlü yapı Al₂O₃ tozu ile kumlama yapılan yüzeylerde gözlenmiştir. Bekleme süresinin braketlerin bağlanım dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi görülmemiştir. CAD/CAM sistemlerinde üretilen geçici kron materyallerine yapıştırılan ortodontik braketlerin bağlanım dayanımları, materyalin yapısı ve uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerine göre değişiklik göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Geçici kron materyalleri, CAD/CAM sistemleri, Ortodontik yapıştırma, Makaslama bağlanma dayanımı

2. SUMMARY

The effects of different surface conditioning protocols on the shear bond strength of metal orthodontic brackets bonded to temporary crown materials used in CAD/CAM systems

The aim of this study was to evaluate the effect of various temporary crown materials used in CAD/CAM systems and different surface conditioning method combinations on the shear bond strength of orthodontic brackets. In our study, 100 Tempo CAD (PMMA) surfaces, 100 Vita CAD temp (Bis-acrylic composite) surfaces and 100 Pekkton Ivory (PEKK) surfaces were obtained in Coritec 550i imes-icore. In each material group, five different treatments (etching with 9.6 % hydrofluoric acid, sunblasting with 50 μm Al_2O_3 particles, roughening with ultrafine diamond bur, Er,Cr:YSGG laser irradiating and priming with MMA monomer) were applied to the surfaces and the orthodontic attachments were bonded with Transbond XT™. Half of the samples were applied with shear test 24 hours later and in the other half 14 days later with Instron device. The bond strengths of the brackets were measured in Newtons, and then divided by the brackets into surface areas; turned into Megapascals. In all three material groups, the highest bond strength values were found in samples sandblasted with Al_2O_3 particles. For Vita CAD temp and Tempo CAD groups the lowest bond strength value found in samples irradiated with Er,Cr:YSGG laser, for Pekkton Ivory group the value found in samples primed with MMA. Failure types were scored according to the Adhesive Remnant Index (ARI). The failure in the samples sandblasted with Al_2O_3 particles was seen more at the adhesive-bracket interface while the samples which roughened with other processes showed it on surface-adhesive interface. Five surfaces in each material group were roughened to be examined in the profilometer, and the roughest structure in all materials was observed on the surfaces sandblasted with Al_2O_3 particles. No statistically significant effect of the waiting period on the bond strength of the brackets was observed.

The bond strengths of the orthodontic brackets bonded to the temporary crown materials produced in CAD/CAM systems vary according to the structure of the material and the applied surface roughening processes.

Key Words: Temporary crown materials, CAD/CAM systems, Orthodontic bonding, Shear bond strength

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde ortodontik tedavinin büyük bir kısmını oluşturan sabit tedavide kullanılan braketlerin dişe yapıştırılması ve diş ile braket arasındaki bağlantının güçlü olması, ortodontik tedavinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Sabit apareyler ile etkin bir ortodontik tedavi; dişin mine yüzeyi ile braket arasındaki bağlantının yeterli olmasını gerektirmektedir. Braketlerin mine yüzeyine bağlanmasındaki başarısızlık, tedavinin başarısını azaltmakta, tedavi süresini ve maliyetini arttırmakta ve hastayı rahatsız etmektedir (1).

Diş ile braket arasındaki bağlanmayı arttırmaya yönelik ilk çalışma, 1955 yılında Buonocore tarafından gerçekleştirilmiştir. Buonocore, mine yüzeyine %85'lik fosforik asit uygulayarak bağlanma kuvvetinin arttırılabildiğini göstermiştir (2). Akrilik dolgu materyallerinin diş yüzeyine tutunmasını sağlamak amacıyla araştırılan bu uygulama mine yüzeyinin kimyasal olarak değiştirilebileceğini ortaya koymuştur. 1965 yılında Newman ortodontik kuvvetlere dayanabilen epoksi rezin sistemi ile ortodontik ataşmanları direkt olarak diş yüzeyine yapıştırmaya başlamıştır (3). 1968 yılında ise Smith, çinko poli karboksilat simanları tanıtmış ve bu simanlarla braketlerin yapıştırılabildiğini rapor etmiştir (4). 1970'lerde farklı materyallerle yapıştırma üzerine çok sayıda makale yayınlanmıştır. Miura ve arkadaşları modifiye edilmiş trialkil boran katalizör içeren farklı bir akrilik rezin tanımlamışlardır. Söz konusu rezinin özellikle nem varlığında bağlanmayı arttırdığı ve plastik braketlerin yapıştırılmasında başarılı olduğu bildirilmiştir (5). Aynı dönemde geliştirilen diakrilat rezinler bağlanma direncini arttırmak ve boyutsal sabitliği sağlamak için kullanılmıştır (6). Bu yıllarda farklı direkt ve indirekt yapıştırma sistemleri üzerine çok sayıda rapor yayınlanmıştır. Mine yüzeyine asit uygulanarak braket yapıştırılmasının ortodontide standart bir protokol olduğu kabul edilmiştir (7).

Teknoloji ve estetik materyallerde meydana gelen değişikliklerle birlikte hastaların kişisel gelişime verdikleri önem artmakta ve ortodontik tedaviye başvuran erişkinlerin sayısı çoğalmaktadır. 1997 yılında yapılan bir çalışmaya göre ülkemizde 1970 yılına ait erişkin ortodonti hastalarının oranı %3 iken, 1990'lı yılların başında bu oran %25'e kadar çıkmıştır ve bu sayının son yıllarda giderek arttığı bilinmektedir (8).

Erişkin hastalarda genellikle var olan veya prosedürleri devam eden restoratif uygulamalar bulunduğundan dolayı ortodontik yaklaşımlar modifiye edilmekte veya multidisipliner bir yaklaşımla uygulanmaktadır (9). Erişkin hastalarda kırık veya geniş bir lezyon varlığında tedavi seçenekleri, kalan diş yapısı ile alveol kemik arasındaki ilişkiye, kron kök oranına ve hastanın estetik beklentilerine bağlıdır (10). Ortodontik kuvvetler ile kök ekstrüzyonu sağlayarak kron boyunu uzatmak ilk defa 1973 yılında Heithersay tarafından tanımlanmıştır (11). Ortodontik kuvvetler ile kök ekstrüzyonu, geçici kron uygulamasını gerektirmektedir. Geçici kron uygulamasının amacı estetik ve biyolojik olarak ideal bir daimi restorasyon uygulanabileceği zamana kadar dişi geçici olarak korumak, stabilizasyonunu sağlamak ve fonksiyonunu devam ettirmektir. Böyle bir klinik durumda ortodontik ataşmanlar geçici kron materyallerine yapıştırılmaktadır. Geçici kron yapımında en yaygın kullanılan rezinlerin kimyasal, fiziksel ve klinik özellikleri farklılık göstermektedir. Bis akril kompozit rezinler, polimetil metakrilat rezinler ve etil metil metakrilat rezinler bu amaçla kullanılan rezinlerdendir. 1997 yılında Shilinburg, geçici kron materyali olarak kullanılan rezinlerin yapısal özelliklerini araştırmış ve bis akril kompozit rezinin diğer rezinlere göre daha az ekzotermik reaksiyona neden olduğunu, yapısal dayanıklılığının daha fazla olduğunu, daha uygun marjinal uyum sağladığını ve yüksek renk stabilitesine sahip olduğunu belirtmiştir (12).

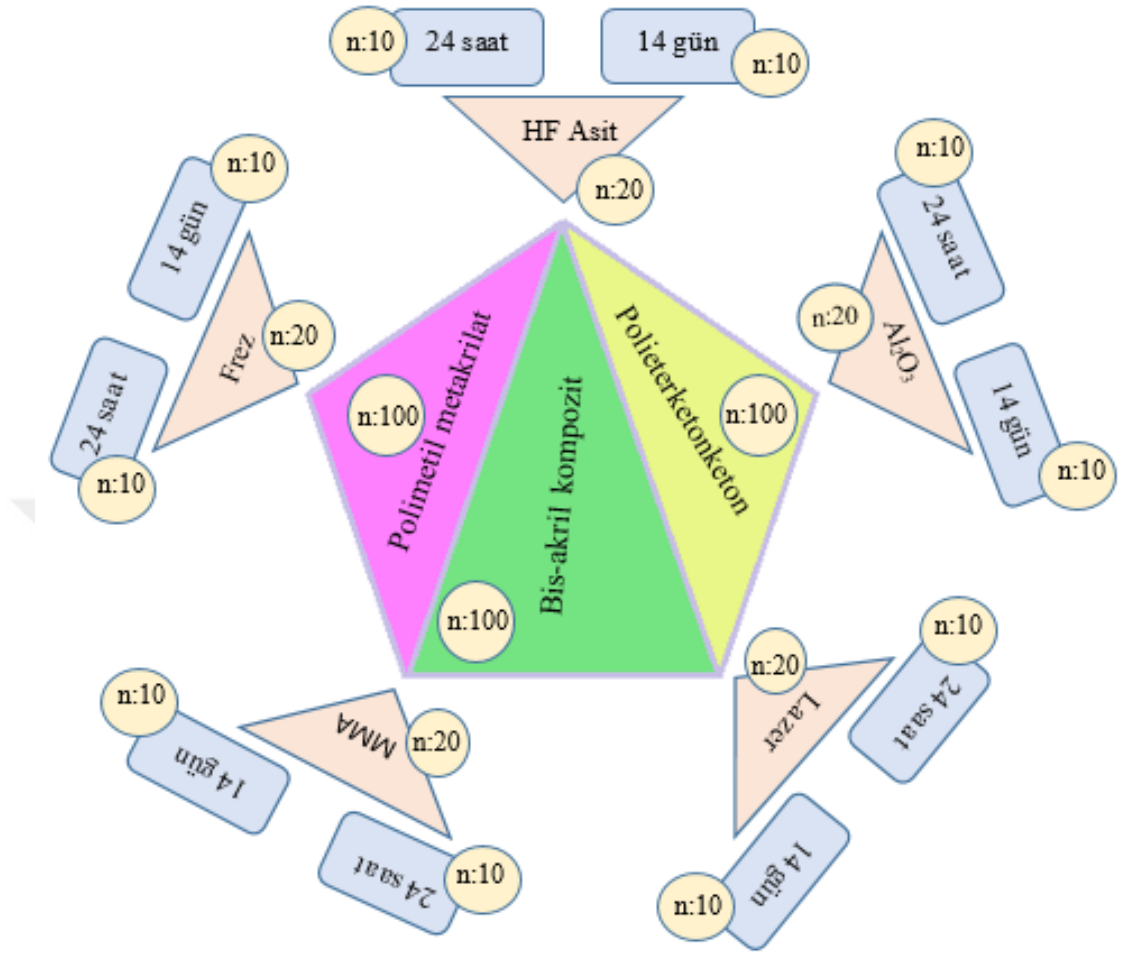
Geçici kronlar, toz likit formunda bulunan çeşitli materyaller ile direkt olarak üretilebileceği gibi polikarbonat kron şeklinde prefabrik formları da mevcuttur. Uzun süredir diş hekimliği alanında başarı ile kullanılan CAD/CAM sistemi ile üretilen geçici kronların dayanıklılık, marjinal uyum açısından daha iyi sonuçlar verdiğini rapor eden çalışmalar mevcuttur (13).

Rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri, kullanım kolaylığı, biyoyumluluğu geçici kron materyali seçiminde önemlidir. Geçici kron materyallerine yapıştırılan braketlerin, ortodontik kuvvetlere karşı bağlanım dirençlerinin yeterli olması gerekmektedir. Braketlerin yetersiz bağlanım dirençleri yüksek başarısızlık oranlarına, ücret ve etkinlik olarak ortodontik tedavi sürecinde olumsuz sonuçlara neden olmaktadır. Braket ve geçici materyal arasındaki bağlanım direncini çeşitli faktörler etkilemektedir; yüzey hazırlığı, yapıştırıcı materyal, yapıştırma sonrası beklenen süre ve termal siklus işlemi bunlardan bazılarıdır (14).

Restorasyon yüzeylerine direkt yapışmayı sağlayabilmek için çeşitli yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanmalıdır. Bu amaçla porselen yüzeyi için denenmiş çok sayıda yöntemi içeren geniş bir literatür kaynağı bulunmaktadır. Yeşil taş, zımpara, elmas frez, alüminyum oksit ile kumlama gibi mekanik yöntemlerin yanı sıra hidroflorik asit, fosforik asit, asidüle fosfat florür gibi kimyasal ajanlar ve Er:YAG, Nd:YAG, CO₂ gibi lazer uygulamaları da literatürde mevcuttur (15-20). Literatürde braket ve çeşitli restorasyon malzemeleri arasındaki bağlanım direncini inceleyen bir çok çalışma bulunmasına rağmen geçici kron materyalleri ve braket arasındaki bağlanım direncini araştıran sınırlı sayıda çalışma vardır. Jabbari ve ark., yüzeyi pürüzlendirilmeyen geçici kron materyaline uygulanan braketin ortodontik diş hareketi için gereken kuvvetlere dayanamayacak kadar düşük bağlanma direnci oluşturduğunu ve alüminyum oksit ile kumlama yapmanın bağlanım direncini arttırdığını ortaya koymuştur (9). Başka bir çalışmada rezin yüzeyi yeşil taşlar kullanılarak pürüzlendirilmiş ancak alüminyum oksit ile yapılan kumlama kadar etkin bulunmamıştır. Kumlama uygulaması için ağız içi kumlama cihazları kullanılmaktadır. Uygulamadaki amaç, braketin yapıştırılması için yüzey alanını artırmak ve yüzey gerilimini azaltmaktır (14). Blakey ve ark. polikarbonat kronlar üzerinde uyguladığı elmas frez, %9.6'lık HF asit ve 50 µm boyutundaki alüminyum oksit ile kumlama yöntemlerinin bağlanım direncine etkilerini araştırmış ve rezinin yapısal özelliklerinden dolayı başarılı sonuçlar elde edememiştir (21). Prefabrike polimetil metakrilat kronlar üzerinde yapılan çalışmada ise silindirik elmas frez ile pürüzlendirme, yuvarlak elmas frez ile kavite açma ve alüminyum oksit ile kumlama yöntemleri uygulanmış ve kumlama ile en yüksek bağlanım direnci sağlanmıştır. Silindirik frez ile pürüzlendirilen kronlarda ise en düşük bağlanım direnci ölçülmüştür (22). Dias ve ark. akrilik rezinden yapılmış geçici kronlar üzerinde farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulamış ve %37'lik ortofosforik asit uygulamasının tek başına yeterli olmayacağını, silindirik elmas frez ile beraber uygulandığında bağlanım direncinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir (23). Goymen ve ark. geçici kron materyalleri üzerine farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulamış ve en yüksek bağlanım direncini Er:YAG lazer uygulanan grupta ölçmüşlerdir. 50 µm Al₂O₃ kumu ile pürüzlendirme yapılan grupta daha yüksek olmak üzere %36'lık fosforik asit uygulanan grupta da yakın değerler elde edilmiştir (24).

Dişlerin yer değiştirmesi için gereken kuvvet Aralığı 70-120 g, ekstrüzyonu için ise 35-60 g olarak rapor edilmiştir (25, 26). Reynolds bu bilgilerden yola çıkarak braket ve diş arasındaki bağlanım direncinin dişlerin ortodontik hareketine uygun olarak en az 6-8 MPa olması gerektiğini bildirmiştir (6). Braket ve diş arasındaki bağlanım direncini, farklı adeziv, farklı pürüzlendirme yöntemi kullanarak araştıran çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Farklı restoratif materyaller ve braket arasındaki bağlanım direncini bu yöntemler dışında farklı yaşlandırma teknikleri de kullanarak araştıran çok sayıda çalışma literatürde mevcut olmasına rağmen geçici kron materyalleri ile ilgili bağlanım direncini araştıran çalışma sayısı maalesef yetersizdir (10).

Bu bilgilerden yola çıkarak bu çalışmada, polimetil metakrilat, polieterketonketon ve bis akril kompozit bloklardan CAD/CAM ile elde edilen yüzeylere farklı pürüzlendirme teknikleri uygulanarak yapıştırılan ortodontik ataşmanların bağlanma dirençlerinin değerlendirilmesi ve bu yüzeylerde kabul edilebilir bağlanmayı sağlayacak en uygun yöntemin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın akış şeması şekil 1'de gösterilmektedir.



Şekil 1: Çalışmanın akış şeması

4. GENEL BİLGİLER

Ortodonti pratiğinde, dişlerin çevresine bant yerleştirme işlemi ortodontik kuvvet uygulayabilmek için ilk geliştirilen yöntem olmuştur. Bantlar ilk defa 1900'lerin başında büyük azı dişlerine vidalarla sıkıştırılarak kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonra kişiye özel olarak hazırlanan altından yapılmış bantlar da kullanılmaya başlanmıştır. Dişlere özel olarak puntolama yöntemi ile hazırlanan çelik bantlar zamanla altın bantların yerini almıştır. 1960'larda ise anatomik olarak tüm dişlere uyabilen hazır paslanmaz çelik bantlar piyasaya sürülmüştür (27).

Dişlerin veya restorasyonların üzerine braketlerin ve ortodontik ataşmanların doğrudan yapıştırılması işlemine direkt yapıştırma adı verilmiştir. İlk olarak Buonocore, 1955 yılında mine asitleme tekniğini uygulamıştır ve ortodontik ataşmanların diş yüzeyine doğrudan yapıştırılmasına 1970'li yıllardan itibaren başlanmıştır. Direkt yapıştırma üzerine yapılmış ilk araştırma 1977'de yayınlanmıştır (7).

Kullanılan yapıştırma sistemlerin yeterli bağlanım direnci sağlaması ve hem güvenilir hem de tekrarlanabilir yapıştırma tekniklerinin geliştirilmesi direkt yapıştırma ortodonti kliniğinde rutin halde kullanılmaya başlanmıştır (28). Bantlama ile karşılaştırıldığında ataşmanların direkt olarak dişe yapıştırılmasının çok sayıda avantajı vardır. Bantlama işlemi öncesi yapılan separasyon safhasını gerektirmez. Bantlara göre daha az irritasyon oluşturması, daha rahat temizlenebilir olması, daha estetik görünmesi gibi avantajlarından dolayı hastalar tarafından daha rahat kabul edilir. Uygulaması kolaydır ve zamandan kazanç sağlar. Kısmen sürmüş veya travma ile kırılmış dişlere tedavinin erken dönemlerinde kuvvet uygulanması direkt yapıştırma ile mümkün olabilir. Bantlama işleminde tedavi sonunda oluşan diastemaları kapatma ihtiyacını ortadan kaldırır. Ara yüzeylerde daha az dişeti ataşmanı kaybına yol açar. Yapıştırma aşamasında doğru konumun ayarlanması daha kolaydır. Gevşemiş bantlar altında çürük oluşma riskini ortadan kaldırır, ara yüz çürükleri tespit edilip tedavi edilebilir ve kompozit restorasyonlar için ara yüzeylere ulaşılabilir (29).

Dezavantajlarına rağmen bantların kullanılması gereken durumlar mevcuttur. Headgear, Herbst veya hızlı üst çene genişletme apareyleri gibi ağır kuvvetlere maruz kalan aygıtların dayanıklılığının artırılması için bantlama işlemi kullanılmaktadır (30).

Ortodonti pratiğinde bonding işlemi; ortodontik kuvvetleri ileten ataşmanların ara rezinler kullanılarak mine veya restorasyon yüzeylerine yapıştırılması anlamına gelen genel bir terimdir. Yapıştırma işleminde hem fiziksel hem de kimyasal kuvvetler rol oynasa da temel prensip, işlem görmüş yüzey ile düşük yoğunluktaki polimer yapıştırma ajanı arasındaki mekanik kilitlenmeye dayanmaktadır (31, 32).

Ortodontik ataşmanlar mine veya restorasyon yüzeylerine direkt veya indirekt olarak yapıştırılabilir. Hangi teknik kullanılırsa kullanılsın ortodontik yapıştırmanın temel mekanizması aynıdır; yüzeyin temizlenmesi, hazırlanması ve braketin yüzeye yapıştırılması.

4.1. Mine Yüzeyine Direkt Bonding

4.1.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi ve Nem Kontrolü

Ortodontik ataşmanların mine yüzeyine yapıştırılmasından önce dişlerin temizlenmesi normalde tüm dişleri kaplayan mekanik ve organik artıkları uzaklaştırmak ve maksimum bağlanma direnci sağlamak için gereklidir (5). Dental plağın ve organik artıklar içeren film tabakasının uzaklaştırılması için, mikromotor ucuna takılan plastik veya kıl fırça yardımıyla sulandırılmış pomzanın, diş yüzeyine uygulanması, ortodonti pratiğinde rutin olarak uygulanmaktadır. Bu işlem pelikülü uzaklaştırır, minede doğal olarak bulunan düzensizlikleri belirginleştirir ve yapıştırıcı rezinin mine yüzeyine tutunabilir olmasını artırır. Dikkat edilmesi gereken husus, fırçanın gingivaya zarar vermemesi ve travma oluşturmamasıdır. Dişler pomzalandıktan sonra, pomzayı ve debrisini mine yüzeyinden uzaklaştırmak için hava su spreyi ile iyice yıkanması gerekir (33).

Bazı çalışmalarda mine yüzey temizliğinin bağlanım direncini etkilemediği bildirilmiş olsa da, çoğu çalışmada farklı yüzey temizlik işlemlerinin uygulandığı rapor edilmiştir. Yapılan çalışmalarda Bishara ve ark. flor içermeyen pomzayı diş yüzeyine 10 saniye uygularken, Webster lastik disk yardımıyla 5 saniye, Rix ve Toledano ise 15 saniye uyguladıklarını bildirmişlerdir (34-38).

Mine yüzeyi hazırlanırken uygun şekilde izolasyon yapılmalı ve nem kontrolü sağlanmalıdır. Yüzeylerin nem ve tükürük temasından korunması amacıyla, yanak ve dudak retraktörleri, tükürük emiciler, pamuk rulolar ve tükürük salgısını azaltan ajanlar

(atropin sülfat, methantelin bromid, propantelin bromid vs.) gibi çok sayıda yöntem kullanılabilir. Ortodonti pratiğindeki çoğu uygulamada bu tarz ajanların kullanılmasına gerek yoktur, ancak ihtiyaç duyulduğunda yapıştırma işleminden 15 dakika önce methantelin tablet alınması yeterli olacaktır (27).

4.1.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

Mine yüzey hazırlığının amacı, mine prizmaları arasındaki daha yumuşak mineyi bir miktar kaldırarak prizmalar arasındaki porları açmak, böylece mine yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırmaktır (27).

4.1.2.1. Asit Uygulaması

İlk olarak Bounocore tarafından kullanılan fosforik asit ile yüzey pürüzlendirme tekniğinin bu amaçla tanıtılması 1955 yılında gerçekleşmiştir (2). Minenin asitlenmesi, yüzeyde derinliği 5 ile 50 mikrometre arasında değişen mikroporöz alanlar oluşmasına ve rezinin, asitlenen mine prizmalarının derinliklerine doğru nüfuz etmesine olanak sağlamaktadır. Asit uygulaması sonucu yan ürünler (kalsiyum sülfat ve kalsiyum monofosfat) açığa çıkmakta ve uygulanan asidi yıkama süresi arttıkça ortodontik ataşmanların da yüzeye tutunma oranları artmaktadır (35, 39, 40). Uygulanan asit, jel veya likit şeklinde olabilir; ancak şırınga içerisinde kullanılan jel formu daha çok tercih edilmektedir. Yüzey pürüzlendirmesi açısından jel veya likit formu arasında fark yoktur. Asit jel formunda olursa istenen bölgeye uygulanması daha kolay kontrol edilebilmektedir. Ayrıca likit formundaki asit, yapıştırma yapılacak alanın dışına da yayılma eğilimi göstermektedir (41, 42).

Fosforik asit, asit ile yüzey pürüzlendirme protokolünde en çok kullanılan asitlerden birisidir ve konsantrasyonu, uygulama süresi gibi bağlanım direncini etkileyecek faktörler birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir. Araştırma sonuçları fosforik asidin yeterli tutuculuk sağlaması için %30 ile %40 arasındaki konsantrasyonlarda kullanılmasını gerektirdiğini göstermiştir (43-45). Asit uygulama süresinin yüzey tutuculuğu üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalar, 15-30 saniyelik asitleme süresinin çoğu durumda yeterli olduğunu ve % 37'lik fosforik asidin 15 saniye ve 60 saniye süre ile uygulanması arasında bağlanma gücü açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmiştir (41, 46). Yaşla birlikte asidin uygulama süresinin

arttırılması önerilmiştir (42, 47). Asidin 60 saniyeden fazla uygulanması, dişin interprizmatik mine tabakasında fazla çözünme meydana getirerek tutuculuğu önemli derecede azaltmaktadır. Botushanov, asit uygulama süresinin 60 saniyeden fazla olduğu durumlarda, yüzeyde çözülmeyen kalsiyum çökeltileri oluştuğunu ve rezinin yüzeye olan tutuculuğunun önemli oranda azaldığını bildirmiştir. Aynı şekilde asidin yüzeyde 5 saniyeden daha az bırakılması yine tutuculuğu azaltmaktadır (48). Scanning Elektron Mikroskobu (SEM) ile yapılan çalışmalar, % 37'lik fosforik asit uygulamasının en iyi bağlanım direncini, 30 saniye boyunca uygulandığında gösterdiğini bildirmiştir (49).

Bireyler arasında ve aynı bireyde dişler arasında, mine çözünürlüğü açısından farklılıklar olduğu unutulmamalıdır. Süt dişlerinde ise aprizmatik mineyi uzaklaştırmak için asitleme öncesinde, 50 µm alüminyum oksit ile 3 saniye kumlama yapılması önerilmiştir (50). Daha önce flor uygulanmış dişlere direkt yapıştırma yapılırken asitleme süresinin uzatılmaması gerektiği belirtilmiştir. Aynı şekilde demineralizasyon veya beyaz nokta lezyonu bulunan dişlerde, ilgili bölgeyi asitlemekten kaçınmak mümkün olmuyorsa asitleme süresi kısa tutulmalıdır (41, 46).

Vieria ve ark., fosforik asidin bakterisid bir ajan olduğunu, mine yüzeyindeki aktif olmayan hidropoksiapatit kristallerini ve pelikülü uzaklaştırarak yüzeyin pürüzlülüğünü ve enerjisini arttırmaktadır (51).

Mine yüzeyine asit uygulanmasının bazı dezavantajları bulunmaktadır. Uzun süre uygulandığında normalden daha fazla yüzey kaybına ve mikroporöziteye neden olabilmektedir. Bu durum dişlerde renklenme, beyaz nokta oluşma riskini arttırmaktadır. Ayrıca ağız hijyeninin yetersiz olduğu durumlarda ataşman etrafındaki asitlenmiş minenin dekalsifikasyonuna neden olabilmektedir. Ek olarak ataşmanın çıkarılması esnasında minede çatlak veya kırık oluşturma riski bulunmaktadır (52-54).

4.1.2.2. Kumlama ile Hava Abrazyonu

İlk defa 1940'lı yıllarda Robert Black tarafından tanıtılan kumlama ile hava abrazyonu, ancak 1951 yılında başarıyla uygulanabilmiştir. O yıllarda popülerite sağlayamayan bu yöntem günümüzde uygulama sonrası yıkama gerektirmemesinden dolayı sıklıkla kullanılmaktadır. Hava basıncı ile mine yüzeyine alüminyum oksit

partikülleri uygulanmasına dayanan bu protokolda mine yüzeyini pürüzlendirmek için alüminyum oksit partiküllerinin kinetik enerjisi kullanılmaktadır (55, 56).

Kumlama ile hava abrazyonunun, asitleme ile karşılaştırıldığı çalışmalarda, bağlanım direncinin daha düşük olduğu ve asitleme ile elde edilen oranların %50'si kadar olduğu belirtilmiştir (54, 57, 58). Yine yapılan başka bir çalışmada, mine yüzeyine alüminyum oksit tozları uygulanarak yüzeyde pürüzlülük elde edilmiş, ancak tutuculuğun düşük olduğu rapor edilmiştir (59). Chung ve ark., asitle pürüzlendirilen mine yüzeyine ortodontik ataşmanın bağlanma dayanıklılığının, kumlama ile pürüzlendirmeye göre daha fazla olduğunu, ancak klinik olarak bu iki yöntemin de kabul edilebilir bağlanma kuvvetine sahip olduğunu bildirmiştir (60).

4.1.2.3. Lazer Uygulaması

Lazer uygulaması ile mine yüzeyini pürüzlendirmek, mine yüzeyindeki su moleküllerinin lazerin mikro-yıkıcı etkisi ile yıkıma uğraması esasına dayanmaktadır. Literatürde asit ile pürüzlendirme yöntemine göre daha düşük oranda tutuculuk sağladığını bildiren çalışmalar mevcuttur (61).

Luis ve ark., lazer ve asit uygulamasının bağlanım dayanıklılığına etkisini araştırmıştır. Lazer uygulanan grupta daha düşük bağlanım direnci elde edildiğini, ancak asit ve lazer ile pürüzlendirmenin beraber uygulandığı zaman yüksek bağlanım direnci sağlandığını belirtmiştir. Mine yüzeyinde elde edilen pürüzlülüğün karşılaştırılması için örneklerin SEM görüntüleri de karşılaştırılmıştır. Asit ile pürüzlendirilen grupta mine yüzeyinde düzenli yapıda pürüzlülük görülürken, lazer uygulanan mine yüzeyinde daha düzensiz pürüzlü yapı olduğu tespit edilmiştir (62). Lazer ile pürüzlendirilen minenin asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyine oranla daha dirençli olduğunu rapor eden çalışmalar da mevcuttur (63, 64).

Er:YAG lazer uygulaması, su ve hidroksiapatit moleküllerinin lazer ışınlarını emmesiyle etkisini gösteren bir uygulamadır. Diş hekimliğinde yumuşak doku cerrahisinde, sert doku aşındırmalarında, çürük mine ve dentinin uzaklaştırılmasında, pulpal dokularda herhangi bir negatif termal etki oluşturmadan başarıyla kullanılmaktadır (24). Uygun dozlarda kullanıldığında mine yüzeyinde düzensiz pürüzlülük sağlayarak,

yapıştırıcı rezin ve mine yüzeyi arasındaki bağlanım dayanıklılığını arttırmaktadır (65, 66).

4.1.3. Mine Yüzeyine Ortodontik Ataşmanın Yapıştırılması

Günümüzde hekimlerin çoğu braket yapıştırmak için, kolay uygulanabilir ve güvenilir olması nedeniyle direkt yapıştırma tekniğini kullanmaktadır. Direkt yapıştırma ortodontik ataşmanların pürüzlendirilen mine veya restorasyon yüzeylerine kimyasal veya ışıkla sertleşen rezinle direkt olarak yapıştırılmasını ifade eder. 2002 yılında ABD’de yapılan bir ankete göre ortodontistlerin %90’ından fazlası rutin olarak direkt tekniği kullandığını bildirmiştir (67).

Direkt yapıştırma tekniğinde başlangıç aşamaları olan temizleme, kurutma ve minenin çeşitli ajanlarla muamele edilmesinden sonra yapıştırma işlemine geçilebilir. Ataşmanların yapıştırılması için kullanılan çok sayıda farklı yapıştırıcı mevcuttur ve her geçen gün yeni materyaller üretilmektedir. Ancak farklı yapıştırıcı tipleri için temel yapıştırma tekniğinde üretici firma talimatlarına göre çok küçük değişiklikler gerekmektedir. Kullanılan sistem ne olursa olsun braketlerin yapıştırılmasında yapılan işlemler transfer, pozisyonlandırma, uyumlandırma ve fazlalığın alınmasıdır (7, 29).

Hekim, ataşmanı braket tutucu ile tutar. Ataşmanın tabanına yapıştırıcıyı yerleştirir. Mümkün olan en kısa sürede, ataşman diş yüzeyine uygun şekilde yerleştirilir. Ataşmanın pozisyonlandırılması ve uygun pozisyona kaydırılması el aleti sond ile yapılır. Vertikal yöndeki pozisyonlandırmada, haç şeklindeki ölçüm aletleri kullanılır. Ağız aynası ile tüm dişlerin üzerindeki braketlerin horizontal yöndeki konumlandırma işlemi kontrol edilebilir. Uygun pozisyona gelen ataşman, tek nokta temasıyla diş yüzeyine doğru bastırılır. Ataşman etrafına taşan yapıştırıcı rezin, bir sond yardımıyla donmadan önce temizlenir veya donduktan sonra yapıştırıcı frez yardımıyla kaldırılır. Taşan yapıştırıcı, gingival iritasyon sonucunda periodontal hasar veya ataşman etrafında plak birikimi ihtimaline karşın mutlaka kaldırılmalıdır. Ayrıca ağız ortamında taşan yapıştırıcı, renk değiştirecek ve estetik olmayan bir görüntü oluşturacaktır. Fazlalığın alınması işleminin ardından, eğer yapıştırıcı rezin ışıkla polimerize oluyorsa polimerizasyonu sağlanır (7, 68).

4.1.4. Yapıştırıcı Tipleri

Ortodonti pratiğinde kullanılan yapıştırıcı rezinler kompozit olarak adlandırılırlar. Materyallerin fiziksel karışımı olarak tanımlanan kompozitin genel yapısı, karışıma katılan tüm materyallerin fiziksel özellikleri tarafından belirlenmektedir. Kompozitler, taşıyıcı bir ortam ve içinde dağılmış halde bulunan doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Dental kompozitler, polimerizasyonda rol oynayan akrilik monomer ortam ve içerisinde dağılmış halde bulunan silika cam partiküllerinden meydana gelmektedir. Kompozitin içerisindeki silika partikülleri, yapıya mekanik dayanıklılık verir, ışık geçirgenliğini sağlar, kompozitin ısıl genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltır. Akrilik monomer kısmın avantajı ise kompozite akışkanlık özelliği vermenin yanı sıra polimerizasyonun gerçekleşmesini sağlamaktır (69).

Ortodontik ataşmanların yapıştırılmasında kullanılan rezinler aktivasyon tiplerine göre (ışıkla, kimyasal, her iki yolla) veya hazırlanma şekillerine göre (pasta sistemleri, pasta-likit ya da toz-likit sistemleri) farklı gruplarda sınıflanabilir. Temel olarak akrilik ve diakrilat reçineler olmak üzere iki ana grupta toplanmaktadır. Akrilik reçine, metilmetakrilat monomer ve ultrafine tozdan oluşan otopolimerizan akrilik olarak tanımlanmaktadır. Bowen tarafından geliştirilen diakrilat reçinelerin çoğu ise akrilikle modifiye edilmiş epoksi reçine olan BisGMA'dır (Bisfenol A Glisid Dimetakrilat) (70-72). Yapıştırıcılar organik yapılarına erimiş silikat, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat, baryum florid ve kristalize kuartz gibi inorganik maddelerin ilave edilip edilmemesine göre dolduruculu veya doldurucusuz olabilir. Rezin matris içerisinde inorganik doldurucu partiküllerinin eklenmesi materyalin özelliklerini oldukça artırır. Doldurucuların temel amaçları; rezini güçlendirerek sertliği ve direnci artırmak, aşınmayı ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak, ısıya bağlı genişleme ve daralmayı en aza indirmek, su emilimini ve boyanmayı azaltmak ve doğal diş görüntüsüne uyacak şekilde renk özelliği açığa çıkarmaktır (73).

BisGMA rezinler ilk defa 1960'lı yıllarda başarılı dental yapıştırıcılar olarak tanıtılmış ve daha sonra ortodonti kliniğinde kullanılmaya başlanmıştır (72). BisGMA içerikli rezinler, polimerizasyon sırasında büyük oranda çapraz bağlar kurarlar, yani her bir polimer zinciri, bir diğer polimer zincirine sık aralıklarla kimyasal olarak tutunur. Bu şekilde polimerizasyon, çapraz bağların hiç oluşmadığı veya çok az oluştuğu materyallere

göre daha sert ve dayanıklı bir materyal oluşmasını sağlar (74). Yapılan çok sayıda araştırmaya göre BisGMA içerikli rezinler, yüksek bağlanım dayanımı göstermiş ve metal braketlerin klinik başarısı açısından en güçlü yapıştırıcı olarak değerlendirilmiştir (68, 75). Ortodontik tedavi sonunda metal braketler kolayca çıkarılabilir ancak yapıştırıcı rezin tabakası genellikle pürüzlendirilmiş mine üzerinde kalır. Kalan rezinin temizlenmesi zaman alıcıdır ve uzun süre temizleme işlemi mineye iatrojenik zarar verilebilir (49, 76).

Bir diğer yapıştırıcı sistemi olan metil metakrilat bazlı monomerler ilk olarak braketin kolayca çıkmasını ve kalan yapıştırıcı rezinin kolayca temizlenmesini sağlamak için üretilmiştir (49). Kimyasal yapısı, daha önceden polimerize olmuş polimetil metakrilat partiküllerinin, metil metakrilat likidine eklenmesidir. Likit, polimetil metakrilat tanelerini ıslatır ve polimerizasyonu sağlar. Sertleşen polimer yapısal olarak, BIS-GMA sistemindeki gibi çapraz bağlara sahip olmadığı için daha düşük fiziksel özelliklere sahiptir. Bu özelliği nedeniyle daha düşük bağlanım dayanımı sağlamaktadır. Böylece ortodontik tedavi sonunda braketlerin çıkarılması ve kalan yapıştırıcı rezinin temizlenmesi daha kolay olmaktadır (77).

Her iki tip reçine de serbest radikaller tarafından başlatılan mekanizma aracılığı ile polimerize olur. Serbest radikaller, kimyasal aktivasyonla veya ısı, ışık, mikrodalga gibi dışarıdan gelen enerji yoluyla oluşturulabilir. Ortodonti pratiğinde kullanılan kompozit rezinler kimyasal yolla, ışık enerjisiyle veya her ikisinin kombinasyonu ile polimerize olurlar (73). Literatürde, araştırmacılar tarafından en çok tercih edilen yapıştırıcı ışık enerjisiyle polimerize olan Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Calif, ABD) olarak belirlenmiştir (37, 78-90).

4.2. Kron ve Restorasyonlara Ortodontik Ataşman Yapıştırılması

Ortodontik tedaviye başvuran erişkin hastaların sayısının artmasıyla beraber ortodontistlerin de hasta ağızında bulunan materyal olarak farklı restorasyonlara braket yapıştırma işlemi önem kazanmıştır. Seramik, metal içerikli kron-köprü protezleri, büyük ağız dişlerinde amalgam ve kompozit restorasyonlar erişkin hastalarda sıklıkla karşılaşılan restorasyonlardandır. Günümüzde yapıştırma ajanlarının ve tekniklerinin gelişmesiyle birlikte bu tip mine harici yüzeylere de ortodontik ataşmanları yapıştırmak mümkündür.

4.2.1. Amalgam Yüzeyine Yapıştırma

Ortodontik tedaviye başvuran erişkin hastaların özellikle azı dişlerinin bukkal yüzeylerinde amalgam restorasyonlar bulunmaktadır. Dişteki madde kaybına bağlı olarak uygulanan restorasyonların büyüklüğü fark etmeksizin dişe ortodontik ataşman yapıştırılmasını oldukça zorlaştırmaktadır. Amalgam restorasyonlara ataşman yapıştırılması için sırasıyla izlenmesi gereken teknik şu şekilde özetlenebilir:

1. Yüzeyin pürüzlendirilmesi
2. Bağlanma direncini artıracak ara rezin kullanılması
3. Metale kimyasal olarak bağlanabilen yapıştırıcı rezin kullanılması

Amalgam yüzeyinin pürüzlendirilmesinde Al_2O_3 ile kumlama veya elmas frez uygulama gibi yöntemler kullanılmaktadır. Elmas frez uygulaması, gözle görülür pürüzlü bir yüzey sağlamasına rağmen yeterli bağlanım dayanımı sağlamamaktadır (15). Alüminyum oksit tozu ile kumlama ağız içi kumlama cihazı ile uygulanmaktadır ve 3 sn süren uygulamanın bağlanım dayanımı için yeterli olduğu belirtilmiştir. Kumlama işlemi Cr-Co ve Cr-Ni alaşımların yüzey alanını artırır. Aynı zamanda 4-META içerikli rezinlere olan bağlanmayı da arttırmaktadır. Bu şekilde yüzey alanı arttırıldıktan sonra bağlanım dayanımını da arttırmak için ara rezinler kullanılmaktadır. Günümüzde bu amaçla kullanılan çeşitli ara rezinler (All-Bond 2, Enhance ve Reliance Metal Primer vb) bulunmaktadır (3).

Metal yapıları amalgam restorasyona kimyasal olarak bağlanmayı arttırmak için geliştirilmiş iki farklı tipte rezin içerikli yapıştırıcı mevcuttur: 4-META rezinler ve 10-MDP BisGMA rezinler. Hem metal dental alaşımlar hem de diş sert dokularına bağlanma özelliği bulunan 4-META içerikli rezinler 1970'li yılların sonlarına doğru piyasaya sürülmüştür. Bu yapıdaki rezinlerin aktivasyonu, 4-metakriloksietil trimellitit anhidrid ve tributilboran monomerlerin karıştırılması ve polimer tozun likide eklemesi ile sağlanır. 4-META içerikli rezinlerin bağlanma özelliği, polar molekülünün metal tabakadaki oksijen ya da hidroksil gruplarını çekmesi ve hidrojen bağları oluşması esasına dayanmaktadır. 10-MDP (10-metakrilooksidesil dihidrojen fosfat) bir fosfat esteridir ve içeriğinde 10-MDP olan yapıştırıcı rezinler krom, kobalt ve nikel gibi metal oksitlerine kimyasal olarak, metal yüzeyindeki pürüzlere de mekanik olarak bağlanmaktadır (91, 92). Dolduruculu BisGMA rezin olan Panavia EX bu gruba örnek olarak verilebilir.

Literatürde amalgama yapıştırma ile ilgili yapılan in-vitro çalışmalarda, amalgam yüzeye bağlanma değerlerinin dişlerdeki mineye bağlanma değerlerine göre oldukça düşük olduğu belirtilmiştir (93, 94). Yapılan çalışmada amalgam yüzeylere kumlama yapılmış ve bağlanma direnci 3.4-6.4 MPa olarak bulunmuştur. Aynı çalışmada kontrol grubu olarak kullanılan mine yüzeylerine bağlanım direnci ise 13.2 MPa olarak bulunmuştur. Araştırmacılar, en yüksek bağlanım direncini 4-META içerikli rezinin gösterdiğini ve ara rezinle beraber BisGMA içerikli rezin kullanımının da karşılaştırılabilir sonuçlar verdiğini bildirmiştir (93). Yine başka bir çalışmada, 3 tip amalgam yüzeyinde farklı ara rezinlerin bağlanım direnci test edilmiş ve 4-META içerikli primerlerin daha başarılı ve uygulanabilir olduğu bulunmuştur (94).

Günümüzde ortodonti pratiğinde, amalgam yüzeylere metal braket yapıştırılması için önerilen işlemler sırasıyla şu şekildedir (50):

Braketin yapıştırılacağı yüzey hem amalgam hem de mineyi içeriyorsa;

1. Amalgam yüzey 50 mµ alüminyum oksit tozu ile 3 saniye kumlanır.
2. Çevresindeki mineye %37lik fosforik asit 15 saniye süreyle uygulanır.
3. Primer uygulanır ve kompozit rezinle yapıştırılır.

Braketin yapıştırılacağı yüzey sadece amalgam içeriyorsa;

1. Amalgam dolgu 50 mµ alüminyum oksit tozu ile 3 saniye kumlanır.
2. 4-META içerikli bir ara rezin eşit kalınlıkta olacak şekilde uygulanır.
3. Primer uygulanır ve kompozit rezinle yapıştırılır.

4.2.2. Porselen Yüzeyine Yapıştırma

Günümüzde ortodontik tedaviye başvuran erişkin hastaların sayısının artmasının bir sonucu olarak, kron veya laminate gibi porselen restorasyonlara ortodontik ataşmanların yapıştırılması problemleri karşımıza çıkmaktadır. Ağız içi dental restorasyonlarda sıklıkla kullanılan seramik materyalleri şu şekildedir (95);

- Silika bazlı seramikler (Silika içeriği %15 ten fazla olan feldspatik ve cam seramikler)
- Alüminyum oksit seramikler

- Zirkonyum oksit seramiklerdir.

Seramik materyalinin, ortodontik yapıştırıma uygun hale getirilmesi için bazı yüzey değiştirme işlemlerine tabi tutulması gereklidir. Yüzey özelliklerini değiştirmek için çeşitli mekanik ve kimyasal işlemler kullanılmaktadır.

Porselen yüzeyinde yapılan mekanik değişiklikler, glaze tabakasının kaldırılması ve yapıştırıcı rezinin mekanik tutuculuğu için yapılan pürüzlendirmelerdir. Taş ve diskler yardımıyla mekanik pürüzlendirme yapılabileceği gibi (15, 16, 18) kumlama yoluyla da mekanik pürüzlendirme yapılabilir (96-99).

Birçok çalışmada, yapıştırma önce porselen yüzeyinin pürüzlendirilmesi, porselen primer ve yüksek dolduruculu rezin uygulamasının yeterli bağlanım dayanımı sağladığı rapor edilmiştir (96, 100). Ancak bu uygulamaların başarısız sonuç verdiği çalışmalar da mevcuttur (99, 101). Bunun yanı sıra bağlanım dayanımının yüksek sonuçlar verdiği çalışmalarda, braketlerin çıkarılırken porselen yüzeye hasar verdiği ve porselen glaze tabakasının geri dönüşümsüz olarak zarar gördüğü de belirtilmiştir (97, 99, 102). Ancak in-vitro koşullarda yapılan çalışmalarda meydana gelen porselen kırıkları veya çatlaklar klinik olarak her zaman anlamlı olmamaktadır. Klinikte braketlerin çıkarılması sırasında hassas davranılarak, yapıştırıcı rezinin tam olarak porselen yüzeyinde kalması sağlanırsa porselen yüzeyine hasar oluşma riski büyük ölçüde azaltılmış olmaktadır.

Porselen yüzeyinde değişiklik sağlamak için sıklıkla kullanılan kimyasal ajanların başında hidroflorik asit (HF) gelmektedir (15, 103). Bunun yanı sıra literatürde, asidüle edilmiş fosfat florür (APF) ve lazer uygulamalarının kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur (104).

Porselen yüzeyine uygulanan asit ajanlar, cam matrisi seçici olarak çözerek yapıştırıcı rezinin yüzeye bağlanımını arttıracak şekilde pürüzlü bir yapı oluşmasını sağlar. Günümüzde kullanılan porselenler kimyasal olarak oldukça benzer yapılara sahip olsalar da içerikleri, kristal yapıları, partikül boyutları, üretim şekilleri ve mikro topografyaları farklı olduğu için asit uygulamasına karşı verdikleri tepkiler de farklılık göstermektedir. Hidroflorik asit, porselen yüzeylerde en çok pürüzlendirme sağlayan ajanlardan biridir. Porselenin içeriğinde bulunan alümina, yapısal direnci arttırmaktadır ayrıca hidroflorik asidin etkinliğini belirleyen önemli bir unsurdur. Alümina, kimyasal

ajanlara karşı oldukça dayanıklı olduğu için yeterince pürüzlendirme sağlanamaz. Bu dezavantaj, yapıştırıcı rezinlerin alüminöz porselenlere, feldspatik porselenlere göre daha düşük oranda bağlanmasına neden olmaktadır (105). HF asit, sıklıkla %9,6'lık jel formunda kullanılmaktadır. HF asit uygulaması öncesi çalışılan alanın dikkatli bir şekilde izolasyonu ve uygulama sonrası alanın pamuk rulo ve yüksek çekiş kuvvetli tükürük emici ile iyice durulanması yumuşak dokulara zarar verilmemesi için oldukça önemlidir. HF asit porselen yüzeyinde mikro çukurcuklar oluşturarak yapıştırıcı rezinlerin tutunabilmesine olanak sağlamaktadır. HF uygulama sonrası mine yüzeyine benzer şekilde porselen yüzeyinde opak ve mat bir görüntü oluşmaktadır (106).

Araştırmacılar, yumuşak dokulara toksik etkisi ve kullanımının tehlikeli olmasından dolayı HF aside alternatif olarak asidüle fosfat florür (APF) kullanımını test etmişlerdir. APF uygulaması, porselen yüzeyinde HF aside göre daha düz ve homojen bir pürüzlendirme sağlamıştır. Yapılan araştırmalara göre, 10 dakika süreyle %1,23'lük APF uygulaması, 4 dakika süreyle %9,6'lık HF asit uygulamasına eşdeğer bağlanma dayanımı sağlamaktadır. Klinikte APF'nin %1,23'lük formunun uygulama süresinin uzun olmasından dolayı %4'lük formu 2 dakika süreyle uygulanmaktadır (106). Tam bir izolasyonun sağlanamadığı klinik durumlarda HF asit yerine APF tercih edilmelidir.

Porselen ile yapıştırıcı rezin arasındaki bağlanım dayanımını artırmak için birleştirici ajan olarak silan ajanı geliştirilmiştir. Genel formülü R-Y-SiX₃ olan silan materyalinde, R-organofonksiyonel grup, Y-birleştirici kısım ve X hidrolize olabilen alkoksil grubudur. Yapıştırıcı rezin monomerleriyle birlikte polimerize olan Organofonksiyonel grubudur. Hidrolize alkoksil grubu ise hidroliz reaksiyonu esnasında silanol gruplarına dönüşür. Silanol grupları, tepkimeye girdiği silika yüzeyler ile kovalent bağlar oluşturur.

Dental amaçlı kullanılan silanların yapısal olarak 3-metakriloiloksipropiltrimetoksilan içermesine rağmen, solvent sistemleri değişkenlik göstermektedir. Bundan dolayı ticari markaları farklı olan silanların bağlanım dayanımı üzerine etkileri de farklı olmaktadır (107). Porselene ortodontik ataşman yapıştırılmasında silanın kullanım sırası, asit uygulaması veya kumlama sonrasıdır. Silanın HF asit sonrasında uygulandığı bir çalışmada %9,8 oranında başarısız sonuç elde edilmiştir (108). Kimyasal bağlanma sağlayan silanın, porselen ve kompozit rezin

arasındaki büyük oranda mikro mekanik gerçekleşen bağlanmaya önemli bir katkısı olmadığı rapor edilmiştir (109).

Porselen yüzeylere ortodontik ataşman yapıştırılması için sırasıyla izlenmesi gereken işlemler şu şekilde özetlenebilir:

1. Hidroflorik asidin uygulanacağı bölge uygun şekilde izole edilir ve HF asit ile temas etme riski olan diğer dişler ve yumuşak dokular uygulama öncesi jel bariyerle korunur.

2. Ortodontik ataşmanın porselen yüzeyde kaplayacağı alandan biraz daha büyük bir bölgede 50 µm alüminyum oksit tozuyla 3 saniye süreyle kumlama yapılarak glaze tabakası kaldırılır.

3. Yüzeye 2 dakika süreyle %9,6'lık HF asit jel uygulanır.

4. Asit jel pamuk rulo ile dikkatlice uzaklaştırılır ve yüksek emiş gücüne sahip tükürük emici kullanılarak yüzeyin iyice durulanması sağlanır.

5. Hemen arkasından yüzey hava ile kurutulur ve yapıştırıcı rezin aracılığı ile braket yapıştırılır. Bu aşamada yüzeyde silan kullanılması hekimin tercihinine bağlıdır (50).

Bu yöntemle elde edilen bağlanım dayanımının geleneksel feldspatik porselen için yeterli olmasına rağmen hem HF asit yumuşak dokulara toksik etki ettiği için hem de farklı içeriğe sahip porselen sistemlerinin gelişmesi araştırmacıları yeni pürüzlendirme yöntemleri geliştirmeye teşvik etmiştir. Geliştirilen bu yöntemlerden biri olan Rocatec sistemi, Guggenberger tarafından tanıtılmıştır ve kumlama yoluyla tribokimyasal silika kaplama esasına dayanmaktadır (110). Önce laboratuvar koşullarında uygulanabilen bu yöntem zamanla ağız içi kumlama cihazının geliştirilmesiyle pratik olarak klinikte kullanılabilir hale gelmiştir. Rocatec sistemi, yüzeyin silika asidi ile modifiye edilmiş alüminyum oksit tozu ile kumlanması esasına dayanmaktadır. Tribokimyasal silika kaplama sonrası yüzeyde silika parçacıklarından oluşan bir tabaka meydana geldiği ve bu tabakaya silan uygulaması ile kimyasal-mekanik bağlanma sağlandığı belirtilmektedir (5). Silika kaplanmış yüzey ve kompozit rezin arasında kovalent bağların oluşmasını silan uygulaması sağlamaktadır. "Silicoating" adı verilen bu işlem HF asit uygulamasına

alternatif olarak gösterilmektedir ancak bu konuda daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Porselen restorasyonların ortodontik ataşmanların sökümü esnasında zarar görme veya kırılma olasılığı hastalara önceden belirtilmelidir. Porselen yüzeyinin ataşman yapıştırılması ve sökülmesi esnasında zarar görme olasılığı çeşitli faktörlere bağlıdır. Porselenin tipi, uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemi, yapıştırıcı tipi ile çıkarma kuvvetinin şiddeti bu faktörlerdendir. Ortodontik ataşmanların çıkarılması esnasında hassas olunması, kopmanın ataşman tabanı ve yapıştırıcı rezin arasında meydana gelmesi ve böylece porselenin zarar görmemesi açısından oldukça önemlidir. Braketin sökülmesinde kullanılan yöntem, braket tipine göre seçilmelidir. Söz konusu braketler metal olduğunda, braket söküm pensi kullanılarak dişetine yakın kanatlara dışa doğru 45 derecelik kuvvet uygulanmalı veya kanatlar sıkıştırılmalıdır. Seramik braketlerin sökümünde pens ile kuvvet uygulanması yetersiz kalıyorsa elmas frez aracılığı ile yeterli soğutma sağlanarak braket aşındırılarak çıkarılmalıdır. Söküm sonrası porselen yüzeyde kalan yapıştırıcı rezin artıkları tungsten karbid frez ile temizlenmelidir. Yüzeyin düzleştirilmesi ve parlatılması için düşük hızda çalışan lastik diskler ve elmas içerikli parlatma pastaları kullanılmalıdır. Ortodontik ataşman çıkarılmasından sonra porselen yüzeyini değerlendiren çalışmalarda, yüzeyin düzeltilmesinde elmas içerikli parlatma pastaların seramik parlatma taşlarından daha etkili olduğu rapor edilmiştir (111, 112). Ortodonti pratiğinde çoğu hekim ataşmanların sökülmesi sonrasında standart bitirme protokolü kompozit parlatma materyallerini kullanmaktadır.

4.2.3. Kompozit Yüzeyine Yapıştırma

Ortodontik tedaviye başvuran erişkin hastaların sayısının artmasıyla beraber, bu hastalarda sıklıkla arka grup dişlerin pit ve fissürlerinde yine estetik amaçlı ön grup dişlerinde bulunan kompozit restorasyonlara ortodontik ataşman yapıştırılma gerekliliği de artmaktadır. Kompozit restorasyonlara bağlanım dayanımı sağlamak çoğu hekim için güç olmaktadır.

Günümüzde restoratif diş hekimliği pratiğinde kullanılan doldurucu rezin-kompozitler geniş bir yere sahiptir. İlk olarak 1970'li yıllarda tanıtılan rezin bazlı kompozit sistemler, ön grup dişlerde estetik amacıyla ve arka grup dişlerde fonksiyona giren okluzal yüzeyler, pit ve fissürlerde kullanıma uygun restorasyon materyalleri

olmuşlardır. Maliyeti seramik restorasyonlara göre daha düşük olup, uzun süre ağız içerisinde başarı ile fonksiyon görmektedirler. Ağız içerisindeki ortalama kullanım ömürleri (7 yıl) amalgam dolgulara (10 yıl) göre daha az olup, giderek bu süreye yaklaşmaktadır (73). Lamine şeklinde uygulandığında kompozit restorasyonlar, mineye çok az müdahale edilerek ya da hiç edilmeden tabakalama tekniği ile kayıp diş dokularının tamamlanmasına olanak sağlar.

Diş hekimliğinde kullanılan kompozitler genel olarak monomerik rezin matris, inorganik doldurucu parçacıklar, polimerizasyonu başlatıcı sistem, bozulmayı önleyici durdurucular ve inhibitörler ile renk pigmentleri içermektedir (73). Son yıllarda kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinde önemli derecede ilerlemeler kaydedilmiştir. Bu gelişmelere rağmen kompozit rezin matrisi ağız içi sıvıların etkisiyle bozulabilmektedir. Bu bozulma, kompozitin yapısal ve kimyasal özelliğine bağlı olarak mikro sızıntı, renk değişikliği, kenar aşınmaları ya da kırılmalar şeklinde kendini göstermektedir (113, 114). Böyle bir durum olduğunda mevcut restorasyonun tamiri veya restorasyonun değiştirilmesi gereklidir. Kompozit restorasyonun tamir edilmesi yenilenmesine göre daha kolay olan alternatiftir ve bu amaç için kullanılan çok sayıda yöntem bulunmaktadır (115). Bu yöntemler ortodontik ataşmanların kompozit restorasyonlara yapıştırılmasında da kullanılabilen tekniklerdir.

Kompozit yüzeyinin asit uygulaması veya kumlama yöntemleriyle pürüzlendirilmesi ve sonrasında yapıştırıcı rezin kullanılması kompozitin bağlanım dayanımını sağlamaktadır (115, 116). Bu yöntemlerin kompozitin bağlanım direncine etkilerini araştıran in-vitro çalışmalarda, kullanılan ara rezinin bağlanım direncine olan etkisi, yüzey pürüzlülüğünün etkisinden daha az bulunmuştur. Söz konusu çalışmalarda, yüzey pürüzlendirilmesinin klinik olarak yeterli bağlanım direnci sağlayabilmek için çok önemli bir faktör olduğu rapor edilmiştir (117). Ancak literatürde bu konu ile ilgili çalışma yapan araştırmacıların raporları çelişkilidir; kompozit yüzeyin pürüzlendirilmesinin bağlanım dayanımını artırmak için önemli bir faktör olduğunu savunan araştırmacılar kadar bu yöntemin bağlanım dayanımını azalttığını bildiren araştırmacılar da mevcuttur (118, 119).

Porselen yüzeylerde olduğu gibi kompozit yüzeylerin pürüzlendirilmesinde de asidüle fosfat florür (APF) veya hidroflorik asit (HF) uygulamaları kullanılmaktadır. HF

asit uygulaması ağız içi yumuşak dokular için tehlikeli olmasına rağmen, silan uygulaması ile birlikte klinikte birçok hekim tarafından kullanılan ve bağlanım dayanımını arttırdığı savunulan bir yöntemdir (120). Ancak literatürde HF asit ve silanın beraber uygulanmasının kompozitlerde yeterli bağlanım dayanımı sağlamadığını savunan araştırmalar da mevcuttur (121).

Günümüzde geliştirilen yüzey pürüzlendirme protokollerinden biri de silan ile beraber uygulanan “Silicoating” adı verilen silika kaplama tekniğidir. Bu yöntem rezin-rezin arası bağlanımı artırarak diğer yöntemlere alternatif olarak görülmektedir (122, 123). Ancak bu konuda daha kapsamlı çalışmalar yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

4.2.4. Zirkonya Yüzeyine Yapıştırma

Zirkonya ilk defa femoral başı protezi olarak kullanılarak tıp alanına girmiştir (124). Diş hekimliğinde yerini alması ise 1990’lı yılları bulmuştur ve ilk olarak implant uygulamalarında kullanılmıştır. İlk zamanlarda opak yapısından dolayı sadece alt yapı materyali olarak kullanılmaktaydı. Günümüzde zirkonyumun yüksek translüsent özellikli tipleri geliştirilmiştir ve bu sayede hem yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan posterior bölgede hem de estetiğin önemli olduğu ön bölgede kullanılabilir (125). Sonuç olarak zirkonya biyouyumluluğu, dayanıklılığı ve estetik olması gibi özellikleri nedeniyle sıkça tercih edilen bir materyal haline gelmiştir (126).

Yapısal olarak sıkı bir şekilde birleşmiş atomlardan oluşan zirkonyum oksit, camsı parçaları içermemektedir. Silika içerikli cam seramiklere göre daha opak oldukları için pratikte alt yapı materyali olarak kullanılmaktadırlar (124, 127, 128).

Son zamanlarda monolitik zirkonya kronlar protez alanında önem kazanmaya başlamıştır (126, 129, 130). Zirkonya, çok sayıda metal alaşıma göre daha yüksek elastikiyet modülü (215 GPa) ve esneklik kuvveti (1000 MPa) özelliklerine sahiptir (131). Çeşitli seramik materyallerinin dayanıklılığı üzerinde çalışan araştırmacılar, yttria tetragonal zirkonya polikristalinin (Y-TZP) en yüksek yüklemeye kuvvetini düşük kalınlıklarda (0.1 - 1.0 mm) gösterdiğini rapor etmişlerdir (132, 133).

Polimorfik yapıya sahip olan zirkonya (ZrO_2) monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (C) olmak üzere üç farklı kristal içermektedir. Zirkonyanın pratikte

kullanılabilmesi için oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi gerekmektedir. Bu stabilizasyonun ve ek olarak hacimsel genişlemenin kontrolünün sağlanması için saf haldeki zirkonyaya CaO, MgO, Al₂O₃, Y₂O₃ ve CeO₂ gibi çeşitli metal oksitlerin ilave edilmektedir. Eklenen bu metal oksitlerin sayesinde tetragonal fazdan monoklinik faza kontrollü dönüşüm sağlanmaktadır (124). Zirkonya kendi bünyesinde fazsal dönüşümü sağlayacak enerjiyi barındırmaktadır. Ayrıca yüksek stresler altında, kuşlama uygulamasında ve termal yaşlandırma işlemlerinde de zirkonyanın, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü gerçekleşmektedir (134-136). Bu dönüşümle beraber düşük ısılarda bozulma riski de artmaktadır. Bu duruma bağlı olarak Y-TZP partiküllerinde erken dönemde mikroçatlak veya kırılma gibi başarısızlıkların görülme olasılığı yüksektir (137).

HIP (Hot Isostatic Pressing) seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme yöntemidir. Bu teknikte, zirkonya kapalı bir sistem içinde yüksek basınç ve ısıya maruz bırakılarak yoğunlaştırılır ve buna bağlı olarak dayanıklılığı % 20 oranında artış gösterir (138, 139).

Ortodontik tedavi gören özellikle erişkin hastalarda bulunan restorasyonlara ataşman yapıştırılması öncesi uygulanması gereken yüzey pürüzlendirme aşaması zirkonyum için henüz tam netlik kazanmamıştır. Araştırmacılar zirkonya yüzeyinde seramik materyali için kullanılan pürüzlendirme yöntemlerini denemiş ve zirkonya içinde silika bulunmadığı için silanların bu materyallerde kullanılmasının bağlanım dayanımı açısından etkili olmadığını rapor etmişlerdir. Zirkonya yüzeyine silan uygulanması tribokimyasal silika kaplama tekniği ile gerçekleştirilmektedir (140, 141). 2014 yılında Bavbek ve ark. CoJet ile yapılan hava abrazyonu uygulamasının bağlanım dayanımını üzerindeki etkisini araştırmış ve yüzey pürüzlülüğünün kabul edilebilir olduğunu, primer ile beraber kullanıldığında yeterli bağlanım dayanımı sağladığını belirtmişlerdir (142).

Zirkonya yüzey hazırlığında kullanılan başka bir yöntem de frez uygulamasıdır. Frez ile aşındırma seramik yüzeylerde mekanik bağlantı sağlamaktadır. Pratikte bu uygulama için genellikle silisyum karbid veya Al₂O₃ içeren zımparalar, elmas frezler veya disk şeklindeki aletler tercih edilmektedir. Elmas frez uygulanan yüzeyler incelendiğinde diğer yöntemlere göre daha pürüzlü bir yapıya sahip olduğu görülmüştür.

Klinikte ağız içinde kolaylıkla uygulanabilir olması bu yöntemler için büyük bir avantajdır (143).

Akın ve ark., zirkonya ve rezin arası bağlantıyı farklı yüzey hazırlığı yöntemleri açısından incelemiştir; kumlama, farklı lazer uygulamaları. CO₂ lazer uygulanan gruptaki bağlanım dayanımı değerlerinin, herhangi bir işlem uygulanmamış kontrol grubu, kumlama, Er:YAG, Nd:YAG lazer gruplarına göre daha düşük olduğu belirtilmiştir. Çalışmada en yüksek bağlanım dayanımı değerleri gösteren gruplar ise Er:YAG ve Nd:YAG lazer uygulamalarıdır (144). Başka bir çalışmada yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılan materyaller değerlendirilmiş ve ortodontik ataşman yapıştırılmadan önce primer uygulanmadığı yüzeylerde bağlanım dayanımı en düşük değerleri göstermiş, primer uygulandığı yüzeylerde bağlanım dayanımı artmıştır. Primer kullanılan yüksek bağlanım dayanımı gösteren gruplarda en başarılı sonuç veren primerler; Z-Prime Plus, Monobond Plus ve Zirconia Liner Premium olarak belirtilmiştir. Çalışmada uygulanan kumlama protokolü, 50 µm partikül boyutlu Al₂O₃ kumu ile 40 psi basınç altında 10 sn süreyle ve 10 mm mesafe uzaklıktan yapılan işlemi içermektedir (145).

4.2.5. Hibrit Seramik Yüzeyine Yapıştırma

Son zamanlarda piyasada yerini alan hibrit seramikler, CAD/CAM sistemleri ile üretilen geçici restorasyonlarda kullanılmak üzere geliştirilen materyallerdir. Yapısal olarak polimer infiltre edilmiş seramiktir (PICN) (146). İçeriğinin büyük bir bölümü (%86) seramikten oluşmaktadır ve akrilat polimer eklenmesiyle yapı güçlendirilmiştir. Materyal içindeki bu iki grup tam bir penetrasyon halindedir. İkinci fazda olan polimerik yapı materyale düşük elastik modülü özelliğini vermektedir. Hibrit seramik materyali hem seramiğin hem de kompozitin avantajlarına sahiptir (147).

Zirkonya materyaline ataşman yapıştırılması konusunda yetersiz olan literatür verileri, hibrit seramik yüzeyine ortodontik ataşman yapıştırılması ile ilgili de yeterli sayıda çalışma içermemektedir. Elsaka, farklı yüzey hazırlıklarının bağlanım dayanımına etkisini araştırmış ve Cojet ile silicoating yapılan yüzeylerdeki bağlanım direncinin, hidroflorik asit, fosforik asit ve elmas frez uygulanan yüzeylere göre daha yüksek olduğunu rapor etmiştir (148).

4.3. Geçici Restorasyon Materyalleri

Geçici restorasyonlar, daimi restorasyonlar tamamlanıncaya kadar destek dişleri korumak, dişlerin prognozlarını gözlemlemek, hastanın estetik, fonksiyon, fonetik ve doku uyumunu kazandırmak amacı ile uygulanan protetik tedavi türüdür. Bu restorasyonlar, sıklıkla tedavi planının terapötik etkinliğini arttırmak, planlanan daimi restorasyonun formunu ve fonksiyonunu değerlendirmek üzere kullanılırlar. Bunların yanı sıra TME problemleri ve periodontal rahatsızlıkların tedavisinde de kullanılmaktadır (149). Geçici restorasyonların uzun süre ile kullanımını gerektiren durumlar da bulunmaktadır; tüm dişleri kapsayan protetik planlamalar, ortodontik ve endodontik prosedürler ve cerrahi işlemler (150).

Geçici restorasyonlar, diş hekimliğinde kullanılmaya 1930'lı yıllarda başlanmıştır. Geçici restorasyonların klinik olarak kullanım sürelerinin daha kısa olmasına rağmen diş ve çevre dokuların estetiği, fonksiyonu, uyumu düşünüldüğünde en az daimi restorasyonlar kadar önem taşımaktadırlar. Uygunsuz hazırlanan geçici restorasyonlar hem dişlerin ve periodontal dokuların sağlığını tehlikeye atarak hem de yapılan tekrarlamalar sonucu vakit kaybına neden olarak daimi restorasyonun da başarısını olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle geçici restorasyonların yapımı için gereken özen gösterilmeli ve hazırlanmalarında uygun materyal ve yöntemler kullanılmalıdır (151).

İdeal bir geçici restorasyonun sahip olması gereken özellikler şöyle özetlenebilir;

1. Geçici restorasyon materyali pulpayı termal değişikliklerden koruyabilecek bir yapıya sahip olmalıdır. Aynı zamanda pulpayı mekanik, kimyasal etkenlere karşı da korumalı ve bakteriyel kontaminasyonu engellemek için restorasyonun kenar uyumu sızıntıları önleyebilecek şekilde olmalıdır. Restorasyon materyali toksik ve alerjik olmamalıdır.

2. Destek dişin uzayarak veya devrilerek yer değiştirmesini engellemeli, stabilite sağlamalıdır.

3. Geçici restorasyonlar hastanın çiğneme fonksiyonlarını ve fonasyonunu devam ettirmeli, hasta konforunu sağlamalıdır. Ayrıca dişlerin konumlarını korumalı ve eklem problemlerine neden olmamalıdır.

4. Restorasyon materyali ve konturları kolay temizlenebilir olmalıdır. Bakteriler ve plak için retansiyon yüzeyleri oluşturmamalıdır Periodontal dokuları irrite etmemeli ve dişeti sağlığını korumalıdır.

5. Periodontal dokularda enflamasyona ve dişeti çekilmesine neden olabilecek taşkın kenarlar içermemelidir. Restorasyonun marjinal sonlanmaları yumuşak dokularla uyumlu olmalıdır.

6. Geçici restorasyon ağız içinde bulunduğu süre boyunca çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilmeli, kırılmamalı, yerinden çıkmamalı ve mekanik dirençleri yeterli olmalıdır.

7. Özellikle ön bölgedeki dişlerde olmak üzere ağız içinde uygulandığı bölgede hasta tarafından kabul edilebilir estetikte olmalıdır. Kullanım süresince renk değiştirmemelidir.

8. Düşük maliyetli ve kolay hazırlanabilir olmalıdır (151-158).

Uzun süre ağız içinde kalması gereken geçici kronların, yeterli mekanik direnç ve dayanıklılığa sahip olması gerekmektedir. Literatürde çok sayıda yöntem geçici restorasyonların mekanik özelliklerinin artırılması için kullanılmıştır. Geçici kronların metal destekli yapılması veya fiberle güçlendirilmesi ve materyal olarak ısı ile polimerize olan polimetil metakrilat kullanılması bu yöntemlerden bazılarıdır (152, 159-162). CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilen yüksek yoğunlukta polimer bloklar, özel koşullarda (yüksek ısı ve basınç) polimerize edildiği için yüksek mekanik özelliklere ve daha düzgün yüzeylere sahiptirler (157, 163-165).

1937'li yıllarda, rezinlerin geçici kron materyali olarak kullanımına başlanmıştır. İlk olarak Biolon gibi ısı ile polimerize olan akrilikler kullanılmıştır (162, 166). 1947 yılından sonra Alike, Trukit, Neopar, Jet, Coldpac ve Duralay gibi otopolimerizan polimetil metakrilat (PMMA) rezinler de piyasada yerini almıştır (167-169). Sonrasında Snap ve Trim gibi vinil polietil metakrilatlar 1960'larda, Protemp, VisioGem ve Triad gibi kompozit rezin materyaller 1980'lerde geçici kron materyali olarak kullanılmıştır (170-172).

Geçici restorasyon materyalleri, üreticiler tarafından eklenen pigment, monomer, doldurucu ve başlatıcıları içermektedir. Böylece bulunduğu bölgeye uygun estetiği

sağlamaktadır. Materyallerin renkleri eklenen pigmentlere göre değişmektedir. Geçici restorasyonlar genellikle akrilik polimer ve akrilik rezin materyallerinden elde edilir.

Polimerler, düzenli sıralanan monomer gruplarının oluşturduğu yüksek molekül ağırlıklı zincirimsi yapıdaki moleküllerdir. Çok sayıda bir veya birden fazla çeşitte düşük molekül ağırlıklı monomerlerin bir seri kimyasal reaksiyon sonucu yüksek molekül ağırlıklı tek bir polimer oluşturmasına polimerizasyon denilmektedir. Monomerler birbirine kovalent bağları ile bağlanarak zincirimsi yapıyı oluşturmaktadır. Kimyasal reaksiyon sırasında monomer molekülünün sonundaki C=C çift bağı, C-C tek bağına dönüşerek diğer monomerin başında bulunan karbon atomu ile bağ yapmaktadır (73, 173).

Polimerlerin birçok mekanik özellikleri içindeki monomerler tarafından belirlenmektedir. En sık kullanılan monomerler arasında, metil metakrilat, etil metakrilat, izobutil metakrilat, Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) yer almaktadır. Monomerlerin polimere dönüşmesi serbest radikal polimerizasyonu reaksiyonlarıyla gerçekleşmektedir. Bu reaksiyonlar sonucu artık monomerler açığa çıkmaktadır (151).

4.3.1. Geçici Restorasyon Materyallerinin Sınıflandırılması

Geçici restorasyonlar yapım tekniklerine göre direkt, indirekt ve direkt-indirekt olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır. Direkt yöntemde bölgeden ölçü alındıktan sonra hazırlanan diş izole edilmektedir. Ölçü içine yerleştirilen geçici restorasyon maddesi ile beraber ağız içine yerleştirilir ve bir süre beklendikten sonra çıkarılır. Gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra dişe yapıştırılır. Direkt yöntemin avantajı, aynı seansta yapılabilir olmasıdır, dezavantajı ise polimerizasyon sırasında pulpada kimyasal ve termal irritasyona neden olmasıdır (174-177). İndirekt yöntemde hazırlanan diştten ölçü alınır ve geçici restorasyon yapımı alçı model üzerinde gerçekleştirilir. Direkt yönteme göre avantajı diş ve yumuşak dokuları irrite etmemesi, kenar uyumlarının daha iyi olması ve yapımının daha kolay olmasıdır. Maliyetli olması ve daha çok seans gerektirmesi dezavantajlarıdır (174, 176, 178). Direkt-indirekt yöntemde ilgili bölgeden ölçü alındıktan sonra geçici restorasyonun diş formu yansıtan matriks elde edilir. Matriks hazırlanan dişe adapte edilir ve direkt yöntemde olduğu gibi geçici restorasyon maddesi

matriks içine yerleştirilerek polimerize olması beklenir. Geçici restorasyonun ağız dışında gerekli düzeltmeleri yapıldıktan sonra diş yapıştırılır (174).

Piyasada çok sayıda hazır geçici kronlar bulunduğu gibi kişiye özel olarak hazırlanan geçici kronlar için çeşitli materyaller de mevcuttur. Doğal anatomik özelliklere sahip hazır geçici kronların klinikte uygulanması çok kolay olmaktadır ancak anatomik olmayan kronların adaptasyonu için ekstra zamana ihtiyaç duyulmaktadır. Metal kronlar, selüloz asetat kronlar ve polikarbonat kronlar hazır geçici kronlardır. Metal kronlar alüminyum veya çelikten yapılmaktadır ve estetik olmadıkları için posterior bölgede tercih edilmektedir. Selüloz asetat kronlar tek renkli, ince ve şeffaf bir yapıya sahiptir ve her diş için uygun form ve boyutta olmak üzere üretilmişlerdir. Polikarbonat kronlar diğer hazır geçici kronlara göre daha estetik ve doğal görünüme sahiptirler. Kesici, kanin ve premolar dişler için uygun form ve boyutları piyasada bulunmaktadır (175, 179).

Kişiye özel geçici kron yapımında kullanılan çeşitli materyaller bulunmaktadır. Polimetil metakrilat (PMMA), polietil metakrilat (PEMA), polivinil metakrilat, bis-akril kompozit rezin ve üretan dimetakrilat (UDMA) bu amaçla kullanılan materyaller arasındadır. PMMA uzun yıllardır geçici restorasyon yapımında kullanılmaktadır. Otopolimerizan ve ısı ile polimerize olan çeşitleri mevcuttur. Yüksek fiziksel özelliklere sahiptir ve dayanıklıdır aynı zamanda renk stabilitesi iyi ve cilalaması kolaydır. Polimerizasyon sırasında açığa çıkan yüksek ısının pulpayı irrite etmesinden dolayı PMMA ile geçici restorasyon yapılacağı zaman indirekt yöntemin kullanılması gerekmektedir (180, 181).

PEMA materyali ilk olarak 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Polimerizasyon sırasında pulpa üzerindeki irritasyon etkisi PMMA'a göre daha azdır ancak renk stabilite ve aşınmaya olan dirençleri düşüktür (180, 182).

Geçici restorasyon yapımı için kullanılan bis-akril kompozit rezinler, yapısal olarak Bis-GMA kompozit rezinlere benzemektedir. Metakrilat yapılu materyallere göre bazı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Polimerizasyon büzüşmeleri ve diş, yumuşak doku irritasyonları daha düşüktür. Artık monomer içermemekte ve iyi kenar uyumuna, iyi aşınma direncine sahiptir. Yüzey sertliklerinin düşük olması, kırılma olmaları, yüksek maliyetleri ve renklenmeye karşı dirençsizlikleri bis-akril kompozit rezinlerin dezavantajlarıdır (152, 171, 183).

UDMA materyali içeren rezinler görünür ışıkla polimerize olmaktadır ve 1980'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. İçerisinde bulunan mikro silika doldurucular sayesinde yüksek fiziksel özelliklere ve düşük polimerizasyon büzüşmesine sahiptir. Artık monomer içermemekte ve sert, yumuşak doku irritasyonları oldukça düşüktür. Ancak UDMA içeren materyaller kötü kenar uyumuna, kırılabilir bir yapıya ve yüksek maliyete sahiptirler (152, 162, 184, 185).

Geçici restorasyonların marjinal uyumları periodontal ve pulpal dokuların sağlığı açısından önemlidir. Polimerizasyon sırasında içerdikleri monomer moleküllerinin yapısındaki atomik mesafelerin daralmasından dolayı marjinal uyumsuzluklar meydana gelebilmektedir. Bu uyumsuzluk kullanılan geçici materyallere bağlı olarak değişmektedir. Mono metakrilat içeren materyallerde monomerlerin düşük molekül ağırlıklı olmasından dolayı daha çok polimerizasyon büzüşmesi görülmektedir (186).

Günümüzde CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilen yüksek yoğunlukta polimer bloklar mevcuttur. Uzun süreli geçici restorasyona ihtiyaç duyulan durumlarda bu blokların kullanımı düşünülmelidir. Bu bloklar, fabrikalarda özel koşullarda (yüksek ısı ve yüksek basınç) polimerize edildiği için yüksek mekanik özelliklere ve daha az yüzey düzensizliklerine sahiptir (157, 163, 164).

Geçici restorasyonlar, direkt yöntemle hasta başında yapıldığı zaman yüzey özelliklerine ve kenar uyumuna bağlı olan mekanik dayanıklılık zayıf olabilmektedir. Materyalin karıştırılması ve ölçü içine yerleştirilmesi sırasında hava kabarcıkları oluşabilmekte ve restorasyonun bükülme direncini düşürmektedir (186-188). CAD/CAM sistemleri bu hataların önüne geçebilmek için 1980'li yıllarda geliştirilmiş teknolojilerdir. Restorasyon içinde porözite oluşmasını engellemek, mekanik özellikleri geliştirmek, hasta başında geçen süreyi kısaltmak ve ideal sonuçlar elde etmek için tercih edilmektedirler (189, 190).

Literatürde birçok çalışmada CAD/CAM sistemleri ve konvansiyonel yöntemler ile üretilen geçici restorasyonlar, marjinal kenar uyumu, renk stabilitesi, mekanik özellikleri açısından karşılaştırılmıştır. CAD/CAM sistemleri ile üretilen geçici restorasyonların konvansiyonel yöntemlerle üretilenlere göre daha iyi renk stabilitesine ve marjinal kenar uyumuna sahip olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (157, 165, 191). Rayyan ve ark., PMMA blokları ile konvansiyonel rezin materyallerini karşılaştırmış ve PMMA blokların

renk stabilitesi açısından daha iyi sonuçlar verdiğini, su emiliminin az olduğunu, aşınma dayanımının daha yüksek olduğunu, yüzey sertliği ve kırılma dayanımının da daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (192). Yao ve ark., CAD/CAM sistemleri ve konvansiyonel yöntemlerle üretilen geçici materyalleri termal işlem öncesi ve sonrası karşılaştırmış ve CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonların termal işlem öncesi ve sonrası daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Bundan dolayı geçici restorasyonların uzun dönem kullanılması gereken durumlarda CAD/CAM sistemlerini kullanmakta fayda vardır (193).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan PMMA bloklar, konvansiyonel yöntemlerde kullanılan PMMA materyaline göre daha homojen yapıda ve daha iyi mekanik özelliklere sahiptir. Bloklar, yüksek sıcaklık ve basınç altında polimerize edildiği için büzüşmeye uğramamaktadır (186, 194, 195).

Literatürde CAD/CAM sistemlerinde üretilen geçici restorasyon materyalleri ile ilgili yapılmış çalışmalarda çeşitli hazır bloklar kullanılmıştır. PMMA (Telio CAD, artBloc Temp.), bis-akril kompozit (Vita CAD-temp, Ambarino high-class, Everest C-temp), polietereeterketon (PEEK), UDMA (Lava Ultimate) en çok kullanılan bloklardandır (13, 193, 195-197).

4.3.2. Geçici Kron Materyali yüzeyine Yapıştırma

Erişkin hastalarda genellikle var olan veya prosedürleri devam eden restoratif uygulamalar bulunduğundan dolayı ortodontik yaklaşımlar modifiye edilmekte veya multidisipliner bir yaklaşımla uygulanmaktadır (9). Erişkin hastalarda kırık veya geniş bir lezyon varlığında tedavi seçenekleri, kalan diş yapısı ile alveol kemik arasındaki ilişkiye, kron kök oranına ve hastanın estetik beklentilerine bağlıdır (10). Ortodontik kuvvetler ile kök ekstrüzyonu sağlayarak kron boyunu uzatmak ilk defa 1973 yılında Heithersay tarafından tanımlanmıştır (11). Ortodontik kuvvetler ile kök ekstrüzyonu, geçici kron uygulamasını gerektirmektedir. Geçici kron uygulamasının amacı estetik ve biyolojik olarak ideal bir daimi restorasyon uygulanabileceği zamana kadar dişi geçici olarak korumak, stabilizasyonunu sağlamak ve fonksiyonunu devam ettirmektir. Böyle bir klinik durumda ortodontik ataşmanlar geçici kron materyallerine yapıştırılmaktadır.

Literatürde braket ve çeşitli restorasyon malzemeleri arasındaki bağlanım direncini inceleyen bir çok çalışma bulunmasına rağmen geçici kron materyalleri ve braket

arasındaki bağlanım direncini araştıran sınırlı sayıda çalışma vardır. Jabbari ve ark., yüzeyi pürüzlendirilmeyen geçici kron materyaline uygulanan braketin ortodontik dış hareketi için gereken kuvvetlere dayanamayacak kadar düşük bağlanma direnci oluşturduğunu ve alüminyum oksit ile kumlama yapmanın bağlanım direncini arttırdığını ortaya koymuştur (9). Başka bir çalışmada rezin yüzeyi yeşil taşlar kullanılarak pürüzlendirilmiş ancak alüminyum oksit ile yapılan kumlama kadar etkin bulunmamıştır. Kumlama uygulaması için ağız içi kumlama cihazları kullanılmaktadır. Uygulamadaki amaç, braketin yapıştırılması için yüzey alanını artırmak ve yüzey gerilimini azaltmaktır (14).

Blakey ve ark. polikarbonat kronlar üzerinde uyguladığı elmas frez, % 9.6'lık HF asit ve 50 µm boyutundaki alüminyum oksit ile kumlama yöntemlerinin bağlanım direncine etkilerini araştırmış ve rezinin yapısal özelliklerinden dolayı başarılı sonuçlar elde edememiştir (21). Prefabriğe polimetil metakrilat kronlar üzerinde yapılan çalışmada ise silindirik elmas frez ile pürüzlendirme, yuvarlak elmas frez ile kavite açma ve alüminyum oksit ile kumlama yöntemleri uygulanmış ve kumlama ile en yüksek bağlanım direnci sağlanmıştır. Silindirik frez ile pürüzlendirilen kronlarda ise en düşük bağlanım direnci ölçülmüştür (22). Dias ve ark. akrilik rezinden yapılmış geçici kronlar üzerinde farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulamış ve % 37'lik ortofosforik asit uygulamasının tek başına yeterli olmayacağını, silindirik elmas frez ile beraber uygulandığında bağlanım direncinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir (23). Goymen ve ark. geçici kron materyalleri üzerine farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulamış ve en yüksek bağlanım direncini Er:YAG lazer uygulanan grupta ölçmüşlerdir. 50 µm Al₂O₃ kumu ile pürüzlendirme yapılan grupta daha yüksek olmak üzere % 36'lık fosforik asit uygulanan grupta da yakın değerler elde edilmiştir (24).

Maryanchik ve ark., farklı geçici kron materyalleri ve makaslama testi uygulama zamanlarının bağlanım dayanımına etkisini araştırmıştır. Prefabriğe akrilik kronlar, konvansiyonel PMMA ve bis akril kompozit rezin materyallerini karşılaştırmış ve konvansiyonel materyaller daha yüksek bağlanım dayanımı göstermiştir. Makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı grupta bis akril kompozit rezin materyali daha yüksek bağlanım dayanımı göstermiş, 7 gün sonra uygulanan makaslama testinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir (198).

Göymen ve ark., farklı geçici kron materyalleri ve farklı yüzey hazırlık işlemlerini karşılaştırmış ve en etkili yüzey pürüzlendirme yönteminin Er:YAG uygulaması olduğunu belirtmiştir. Ayrıca Al_2O_3 tozu ile kumlama yönteminin, % 37'lik fosforik asit uygulamasından daha etkili olduğu rapor edilmiştir (24). Razak ve ark, yaptıkları çalışmada prefabrike akrilik (PMMA) dişler üzerinde farklı yüzey hazırlık işlemleri uygulamıştır. Elmas frez ile beraber metil metakrilat monomer uygulaması en yüksek bağlanım dayanımı sonucunu vermiştir (199).



5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada CAD/CAM sistemleriyle üretilmiş farklı geçici kron materyallerine farklı yüzey hazırlık işlemleri uygulanmış ve ortodontik brakelerin bağlanma dayanımları in-vitro olarak karşılaştırılarak incelenmiştir.

5.1. Örneklerin Hazırlanması

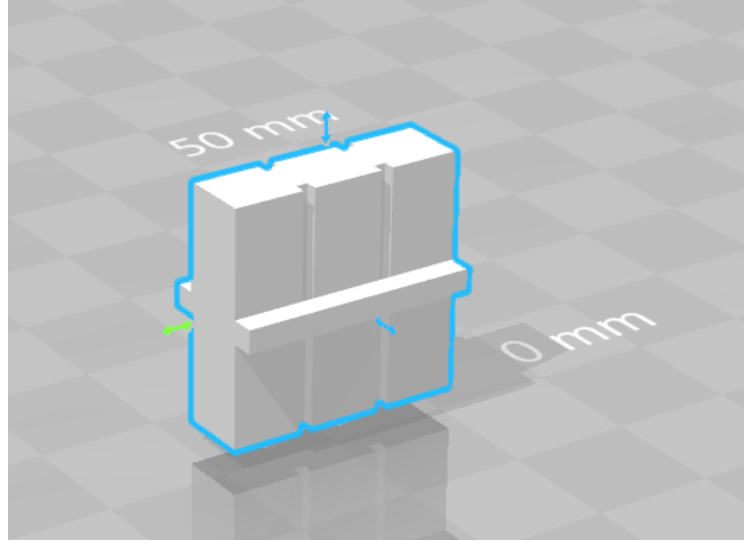
Çalışmamıza bis-akril kompozit (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), polimetil metakrilat (PMMA, On-Dent, İzmir, Türkiye) ve polieterketonketon (PEKK, Cendres+Métaux, Biel Bienne, Switzerland) olmak üzere CAD/CAM sistemlerinde kullanılan üç çeşit geçici kron materyali dâhil edilmiştir (Tablo 1). Geçici kron blokları Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Eğitim ve Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan "Coritec 550i imes-icore" cihazında (Şekil 2) boyutları 10 mm x 20 mm x 20 mm olacak şekilde frezelenerek her gruptan 10 adet örnek elde edilmiştir. Her örnek çift taraflı kullanılmak üzere, 12 adet yüzey içerecek şekilde tasarlanmıştır. Her örnekteki 10 adet yüzey makaslama testi için 2 adet yüzey ise SEM ve optik profilometre incelemeleri için kullanılmıştır. Örneklerde, yüzey hazırlığı işlemleri ve makaslama testi sırasında yüzeylerin birbirinden etkilenmemesi için belirli aralıklarla girintiler ve çıkıntılar oluşturulmuştur (Şekil 3, Şekil 4 ve Şekil5).

Tablo 1: Çalışmada kullanılan geçici CAD/CAM blokları

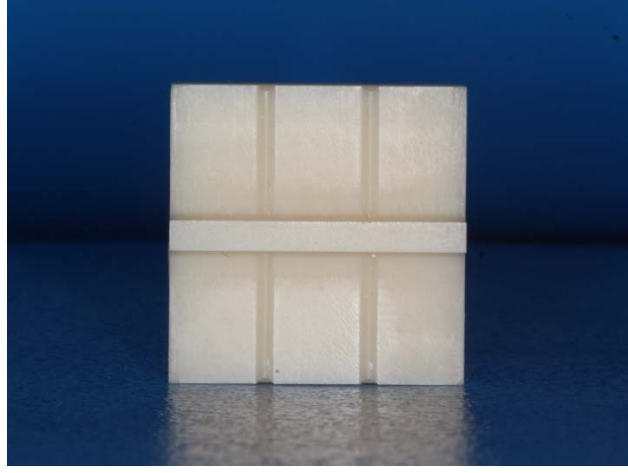
Materyal	İçerik	Üretici Firma
Tempo CAD	PMMA (Polymethylmethacrylat)	On-Dent, İzmir, Türkiye
Vita CAD-Temp	Bis-acryl composite resin % 14 SiO ₂	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany
Pekkton İvory	Poly-ether-ketone-ketone	Cendres+Métaux, Biel Bienne, Switzerland



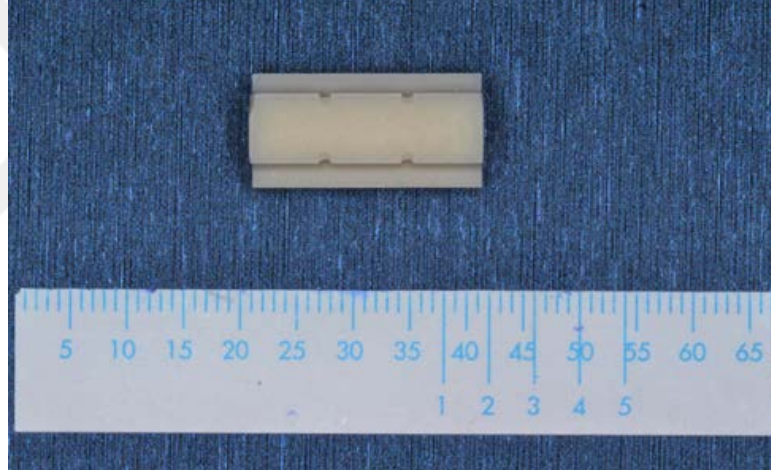
Şekil 2: Örneklerin üretilmesinde kullanılan CAD/CAM sistemi



Şekil 3: Tasarlanan örneklerin üç boyutlu görüntüsü



Şekil 4: CAD/CAM sistemi ile üretilen örneklerin ön ve arka taraftan görünümü



Şekil 5: CAD/CAM sistemi ile üretilen örneklerin üst taraftan görünümü

5.2. Örnek Yüzeyle Pürüzlendirme İşlemlerinin Uygulanması

Çalışmamızda elde edilen örnekler için 5 farklı yüzey pürüzlendirme işlemi planlanmıştır (Tablo 2). Toplamda 300 yüzey içeren 30 adet örneğin her biri 30 ayrı grup (n:10) olacak şekilde ayrılmıştır (Tablo 3).

Tablo 2: Yüzey pürüzlendirme işlemleri

Gruplar (n:10)	Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri	
Grup 1-6	Hidroflorik Asit	%9.6, 2 dk
	Silan	Tek kat, 60 sn
	Transbond XT Primer	
	Transbond XT Adeziv	
Grup 7-12	Al ₂ O ₃ Kuşlama	50µm, 2.5 bar, 10 sn, 10 mm
	Silan	Tek kat, 60 sn
	Transbond XT Primer	
	Transbond XT Adeziv	
Grup 13-18	Elmas Frez	Ultrafine, 30µm, 10 sn
	Silan	Tek kat, 60 sn
	Transbond XT Primer	
	Transbond XT Adeziv	
Grup 19-24	Er,Cr:YSGG Lazer	3 W, 8 mm, 10 Hz, 20 sn
	Silan	Tek kat, 60 sn
	Transbond XT Primer	
	Transbond XT Adeziv	
Grup 25-30	MetilMetakrilat Monomer	180 sn
	Silan	Tek kat, 60 sn
	Transbond XT Primer	
	Transbond XT Adeziv	

Tablo 3: Çalışma grupları

	HF asit uygulama		Al ₂ O ₃ ile kuşlama		Frez uygulama		Er,Cr:YSGG lazer uygulama		MMA uygulama	
	24 saat	14 gün	24 saat	14 gün	24 saat	14 gün	24 saat	14 gün	24 saat	14 gün
Vita	Grup 1 n:10	Grup 4 n:10	Grup 7 n:10	Grup 10 n:10	Grup 13 n:10	Grup 16 n:10	Grup 19 n:10	Grup 22 n:10	Grup 25 n:10	Grup 28 n:10
Tempo	Grup 2 n:10	Grup 5 n:10	Grup 8 n:10	Grup 11 n:10	Grup 14 n:10	Grup 17 n:10	Grup 20 n:10	Grup 23 n:10	Grup 26 n:10	Grup 29 n:10
Pekk	Grup 3 n:10	Grup 6 n:10	Grup 9 n:10	Grup 12 n:10	Grup 15 n:10	Grup 18 n:10	Grup 21 n:10	Grup 24 n:10	Grup 27 n:10	Grup 30 n:10

Grup 1-6 (% 9.6'lık HF asit + Silan) : Hazırlanan örneklerde braketin yapıştırıldığı yüzeye 2 dk boyunca % 9,6'lık Hidroflorik asit jel (Pulpdent, MA, USA) uygulanmıştır (Şekil 6). Pamuk rulo ile asit uzaklaştırıldıktan sonra örnekler 15 saniye süreyle basınçlı su ile yıkanıp, 20 saniye hava ile kurutulmuştur. Silan (Ultradent, South Jordan, Utah, USA) bir fırça yardımıyla tek kat olacak şekilde sürülüp 60 sn boyunca kurumaya bırakılmıştır (Şekil 7).



Şekil 6: Çalışmada kullanılan HF asit jel

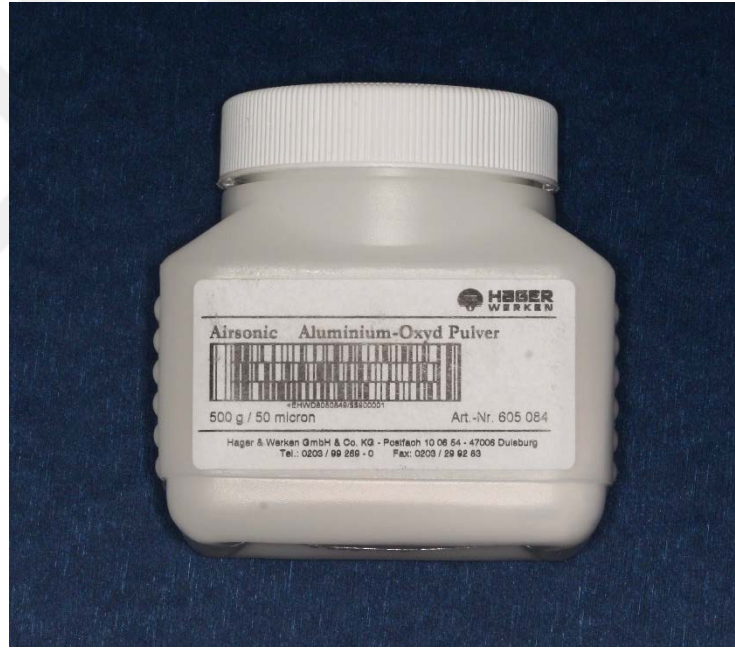


Şekil 7: Çalışmada kullanılan Silan

Grup 7-12 (Al₂O₃ ile kumlama + Silan) : Örnek yüzeylere ağız içi kumlama cihazı yardımıyla (Şekil 8) 2,5 bar basınç altında, yüzeylerine dik olacak şekilde, ortalama 10 mm uzaklıktan ve 10 sn süreyle, 50 µm boyutundaki Al₂O₃ (Hagen Werker, Duisburg, Germany) ile kumlama işlemi yapılmıştır (Şekil 9). Yüzey debrislerden arındırıldıktan sonra silan (Ultradent, South Jordan, Utah, USA) uygulaması gerçekleştirilmiştir.



Şekil 8: Çalışmada kullanılan ağız içi kumlama cihazı



Şekil 9: Çalışmada kullanılan Al_2O_3 tozu

Grup 13-18 (Elmas frez ile pürüzlendirme + Silan) : Örnek yüzeyler 30 μm Ultrafine elmas frezle (Komet, Brasseler, Germany) (Şekil 10) aynı doğrultuda olacak şekilde 10 sn süresince pürüzlendirilmiştir ve ardından tek kat olacak şekilde silan (Ultradent, South Jordan, Utah, USA) uygulanmıştır.



Şekil 10: Çalışmada kullanılan elmas frez

Grup 19-24 (Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirme + Silan) : Örnek yüzeylere Er,Cr:YSGG lazer (Biolase, Waterlase MD) (Şekil 11) 8 mm uzaklıktan, 3 W, 10 Hz gücünde, yüzeylere dik olacak şekilde 20 sn boyunca uygulanmıştır. Yüzeylere silan (Ultradent, South Jordan, Utah, USA) tek kat olacak şekilde uygulanmış ve 60 sn boyunca kurumaya bırakılmıştır.



Şekil 11: Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazer cihazı

Grup 25-30 (Metilmetakrilat Monomer uygulaması + Silan) : Hazırlanan örnek yüzeylere Metilmetakrilat Monomer içeren likit akril (Imicryl, Konya, Türkiye) (Şekil 12) bir fırça yardımıyla yüzeylere uygulanmış ve 180 sn boyunca kurumaya bırakılmıştır. Ardından tek kat olacak şekilde silan (Ultradent, South Jordan, Utah, USA) uygulanmıştır.



Şekil 12: Çalışmada kullanılan metil metakrilat monomer

5.3. Örnek Yüzeylere Braketlerin Yapıştırılması

Tüm yüzey pürüzlendirme işlemleri tamamlanarak örnekler braketlerin yapıştırılması için hazır hale getirilmiştir. Yapıştırma işlemi öncesi tüm yüzeylere primer olarak Transbond XT Light Cure Adhesive Primer (3M/Unitek, Monrovia, California) uygulanmıştır. Likit primer % 45-55 Bis EMA ve % 45-55 Trietilen-GMA içermektedir (Şekil 13). Yapıştırma işlemi her seferinde aynı araştırmacı (H.B.) tarafından yapılmıştır. Çalışmamızda işlem görmüş örnek yüzeyler için toplam 300 adet metal 0.018 slotlu, üst küçük azı braketi (Ormco mini 2000, Ormco Cop., CA, USA) (Şekil 14) kullanılmıştır. Ortodontik braketlerin kadesine Transbond XT Light Cure Adeziv (3M/Unitek, Monrovia, California) uygulanmış ve braketler tutucu yardımıyla yüzeylere yerleştirilmiştir (Şekil 13). Bu aşamada braket kadesinin makaslama kuvveti

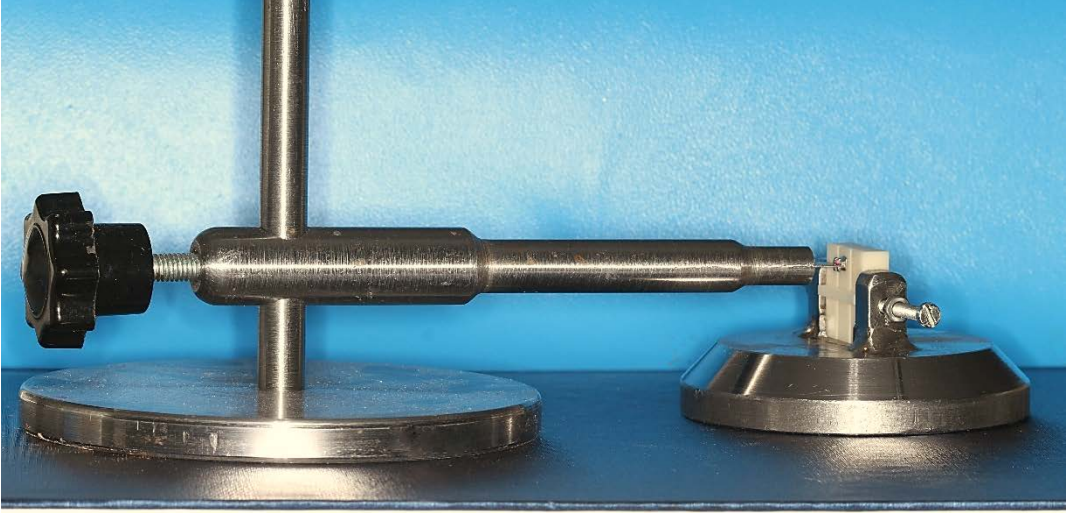
uygulanacağı dikey düzleme paralel olabilmesi için hazırlanan bir düzenek kullanılmıştır (Şekil 15 ve Şekil 16). Brakete tutucu yardımıyla yüzeye doğru hafif basınç uygulanmış ve taşan yapıştırıcılar bir sond yardımıyla temizlenmiştir. Adezivın polimerizasyonu için LED ışık cihazı (Elipar™ S10, 3M/Unitek, Monrovia, California) (Işık yoğunluğu: 1200 mW/cm², Dalga boyu: 430-480 nm) her yüzeyden 5'er sn olacak şekilde toplam 20 sn uygulanmıştır (Şekil 17).



Şekil 13: Çalışmada Kullanılan primer ve yapıştırıcı



Şekil 14: Çalışmada kullanılan braket



Şekil 15: Braket kaidesinin dikey düzleme paralel olmasını sağlayan düzenek



Şekil 16: Braket kaidesinin düzeneğin uç kısmı yardımıyla pozisyonlandırılması



Şekil 17: Çalışmada kullanılan LED ışık cihazı

5.4. Örneklerin Saklanması

Örnekler yapıştırma işleminden sonra, yüzey pürüzlendirme uygulamalarına göre farklı sürelerde bekletilmek üzere distile su ile dolu olan 10 adet ayrı cam saklama kabına yerleştirilmiştir (Şekil 18 ve Şekil 19). Örneklerin yarısı 24 saat süreyle diğer yarısı da 14 gün boyunca Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarı'nda bulunan etüvde bekletilmiştir. Etüv sıcaklığı 37 °C' ye sabitlenerek ağız içi ortamı taklit etmesi sağlanmıştır.



Şekil 18: 24 saat etüvde bekletilen örnekler

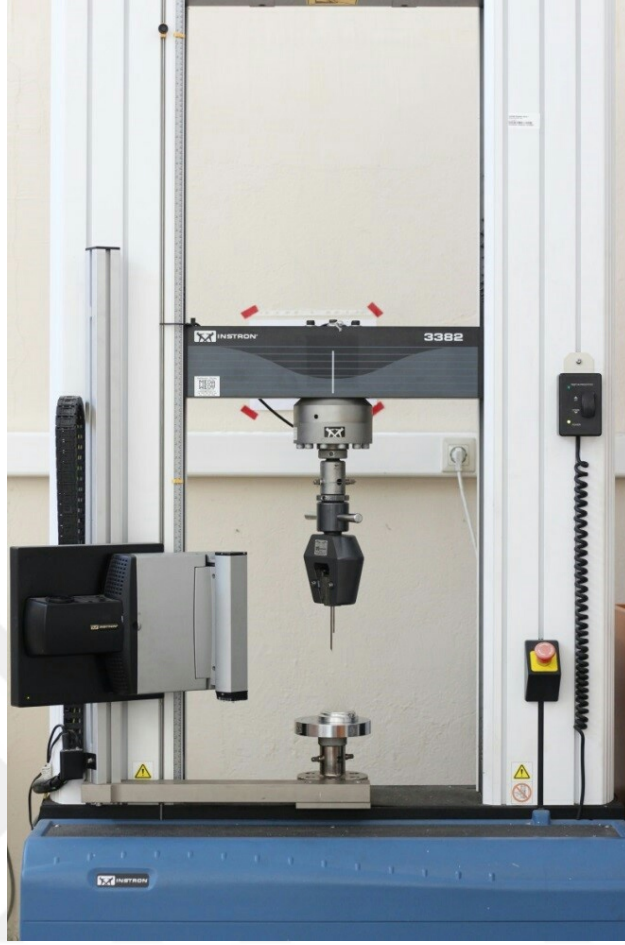


Şekil 19: 14 gün etüvde bekletilen örnekler

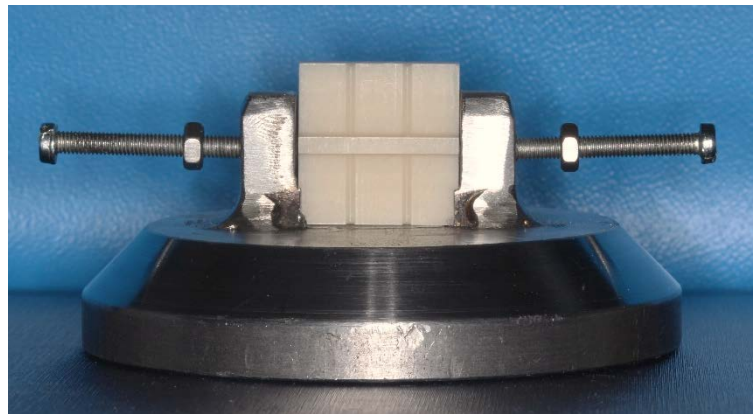
5.5. Makaslama Testinin Uygulanması

Makaslama testi Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde bulunan Instron Universal Test Cihazı (Instron 3382, İstanbul, Türkiye) ile uygulanmıştır (Şekil 20). Cihazın biri sabit diğeri hareketli iki adet parçası bulunmaktadır. Sabit olan alt parça üzerine sabitlenen herhangi bir materyale, hareketli olan üst parça aracılığı ile dik yönde çekme veya basma kuvveti uygulanabilmektedir. Cihazın hassasiyet oranı % 0.5' dir.

Örnekleri makaslama kuvvetinin uygulanması sırasında sabit tutmak için özel bir düzenek hazırlanmıştır (Şekil 21). Çalışmada hareketli kolun uygulayabileceği en yüksek kuvvet 500 Newton, hızı ise 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Makaslama kuvveti, cihazın hareketli olan üst kısmına sabitlenen ince uçlu, paslanmaz çelik bıçak (Şekil 22) yardımıyla braket-örnek yüzey birleşim yerinden uygulanmıştır (Şekil 23). Braketin örnek yüzeyden ayrıldığı anda ortaya çıkan maksimum kuvvet cihazın üst parçasına bağlı sabit bir kuvvet ölçer yardımı ile okunup cihaza bağlı olan bilgisayara aktarılmıştır. N (Newton) cinsinden elde edilen değerler, $Mpa=N/mm^2$ denklemi kullanılarak megapaskal olarak çevrilmiştir. Çalışmada kullanılan braketlerin taban alanı $9,63 \text{ mm}^2$ olarak hesaplanmış ve denklemde bu değer kullanılmıştır.



Şekil 20: Çalışmada kullanılan test cihazı



Şekil 21: Örnekleri sabit tutmak için hazırlanan düzenek



Şekil 22: Test cihazının üst parçasına sabitlenen ince uçlu paslanmaz çelik bıçak



Şekil 23: Örneğin test cihazına yerleştirilmesi

5.6. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi

Makaslama testleri sonrası kopma bölgesi ve tipini belirlemek için kopma yüzeyleri, Karadeniz Teknik Üniversitesi Malzeme ve Metalürji Mühendisliği'nde bulunan stereo mikroskop (Leica Microsystems, İsviçre) kullanılarak x10 büyütme altında incelenmiştir (Şekil 24). Stereo mikroskopa bağlı kamera ile örneklerin kopma yüzeyinin fotoğrafları çekilmiş ve kaydedilmiştir. Kopmanın meydana geldiği bölgeler tespit edilip, kalan yapıştırıcı miktarına göre Artun ve Bergland tarafından tanımlanan ARI indeksi kullanılarak 0 ile 3 arasında skorlanmıştır (200):

- 0: Örnek üzerinde yapıştırıcı kalmamıştır.
- 1: Yapıştırıcının % 50 'sinden azı örnek üzerinde kalmıştır.
- 2: Yapıştırıcının % 50 'sinden fazlası örnek üzerinde kalmıştır.
- 3: Yapıştırıcının tamamı örnek üzerinde kalmıştır.



Şekil 24: Örneklerin incelenmesinde kullanılan stereo mikroskop

5.7. Profilometre Çalışması

Örneklere uygulanan farklı yüzey hazırlık işlemleri sonrasında yüzeylerde meydana gelen değişiklikleri üç boyutlu olarak incelemek için Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Metalografi Laboratuvarı'nda bulunan optik profilometre (Nanofocus-Germany) kullanılmıştır (Şekil 30). Profilometre cihazı ile uyumlu bilgisayar destekli program yardımıyla örnekler taranarak yüzey topografisi metalografik olarak incelendi. İncelenen yüzeyde bulunan mikron düzeyindeki çukurlar renk skalası yardımıyla şematize edildi. Ölçümler sonrasında her yüzey için ortalama pürüzlülük (Ra) değerleri μm cinsinden elde edilmiştir.



Şekil 25: İncelemede kullanılan profilometre cihazı

5.9. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 17.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL USA) programı kullanılarak yapılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler; ortalama, standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum) değerleri ile gösterilmiştir. Makaslama bağlanım dayanımı testinde normal dağılım gösteren veriler için parametrik testlerden İki yönlü ANOVA ve Fisher's LSD testi uygulanmıştır. ARI skorları için, Kruskal Wallis veya Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Sonuçlar % 95'lik güven aralığında, anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak değerlendirilmiştir.



6. BULGULAR

6.1. Makaslama Testi ile İlgili Bulgular

Hesaplanan MPa değerleri, iki yönlü ANOVA analizi ile incelenerek, etkileşim verileri elde edilmiştir (Tablo 4). Bu verilere göre materyal ve yöntemin, tek başlarına ve birlikte değerlendirildiklerinde istatistiksel olarak anlamlı etkileri bulunmaktadır ($p<0,05$). Bekleme süresi tek başına ve materyal, yöntem ile beraber değerlendirildiklerinde etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak bekleme süresi materyal ve yöntem ile ayrı ayrı değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 4: MPa değerlerinin İki Yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Değişken	Sum of squares	df	Mean squares	F	p
Materyal	2547,157	2	1273,578	123,414	0,000*
Yöntem	3179,253	4	794,813	77,020	0,000*
Bekleme süresi	36,283	1	36,283	3,516	0,062
Materyal x Yöntem	729,706	8	91,213	8,839	0,000*
Materyal x Bekleme süresi	146,916	2	73,458	7,118	0,001*
Yöntem x Bekleme süresi	155,077	4	38,769	3,757	0,005*
Materyal x Yöntem x Bekleme süresi	120,286	8	15,036	1,457	0,173
Hata	2786,283	270	10,320		

df: serbestlik derecesi

* $p<0.05$; Materyal, Yöntem, Bekleme süresi, Materyal x Yöntem, Materyal x Bekleme süresi, Yöntem x Bekleme süresi, Materyal x Yöntem x Bekleme süresi

6.1.1. Vita CAD-temp Materyaline Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi

Vita CAD-temp materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 1 (% 9,6'lık HF asit), Grup 7 (50 µm Al₂O₃), Grup 13 (Ultrafine frez), Grup 19 (Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 25'in (Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 5'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Tablo 5: Vita CAD-temp materyaline ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 1 (Vita-HF)	8,92±4,43	Grup 7-p=0,000* Grup13-p=0,918 Grup19-p=0,101 Grup25-p=0,722
Grup 7 (Vita-Al₂O₃)	15,85±2,75	Grup13-p=0,000* Grup19-p=0,000* Grup25-p=0,000*
Grup 13 (Vita-Frez)	8,77±4,78	Grup19-p=0,124 Grup25-p=0,800
Grup 19 (Vita-Lazer)	6,56±4,61	Grup25-p=0,199
Grup 25 (Vita-MMA)	8,41±6,04	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

Vita CAD-temp materyaline ait gruplara, 24 saat sonra uygulanan makaslama testi sonucu elde edilen değerler karşılaştırılmış ve bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($p<0.05$). Grup 1'deki (% 9,6'lık HF asit) bağlanma değeri, Grup 7'den ($50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$) istatistiksel olarak daha dūřuk, Grup 19'dan (Er,Cr:YSGG lazer) ise istatistiksel olarak daha yūksek bulunmuş; Grup 13 (Ultrafine frez) ve Grup 25 (Metil Metakrilat monomer) ile aralarında istatistiksel fark bulunmamıştır. Grup 7'deki ($50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$) bağlanma değeri, diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derece yūksek bulunmuştur. Grup 13 (Ultrafine frez), Grup 19 (Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 25 (Metil Metakrilat monomer) arasında istatistiksel bir fark saptanmamıştır.

6.1.2. Vita CAD-temp Materyaline Ait Grupların 14 gūn Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Deęerlendirilmesi

Vita CAD-temp materyaline ait, makaslama testinin 14 gūn sonra uygulandıęı; Grup 4 (% 9,6'lık HF asit), Grup 10 ($50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$), Grup 16 (Ultrafine frez), Grup 22 (Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 28'in (Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma deęerleri ve standart sapmaları Tablo 6'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiřtir.

Vita CAD-temp materyaline ait gruplara 14 gūn sonra uygulanan makaslama testi sonucu elde edilen deęerler karřılařtırılmıř ve bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıřtır ($p<0.05$). Grup 4'deki (% 9,6'lık HF asit) baęlanma kuvveti, Grup 16 (Ultrafine frez) ve Grup 22'den (Er,Cr:YSGG lazer) istatistiksel olarak yūksek bulunmuřtur. Grup 10'daki ($50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$) deęer, 4. (% 9,6'lık HF asit), 16. (Ultrafine frez), 22. (Er,Cr:YSGG lazer) ve 28. (Metil Metakrilat monomer) gruplardan istatistiksel olarak anlamlı ölçūde yūksek bulunmuřtur. Grup 28'deki (Metil Metakrilat monomer) deęer istatistiksel olarak Grup 22'deki (Er,Cr:YSGG lazer) deęerden yūksek bulunmuř; 16. (Ultrafine frez) grup ile aralarında farklılık saptanmamıřtır.

Tablo 6: Vita CAD-temp materyaline ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

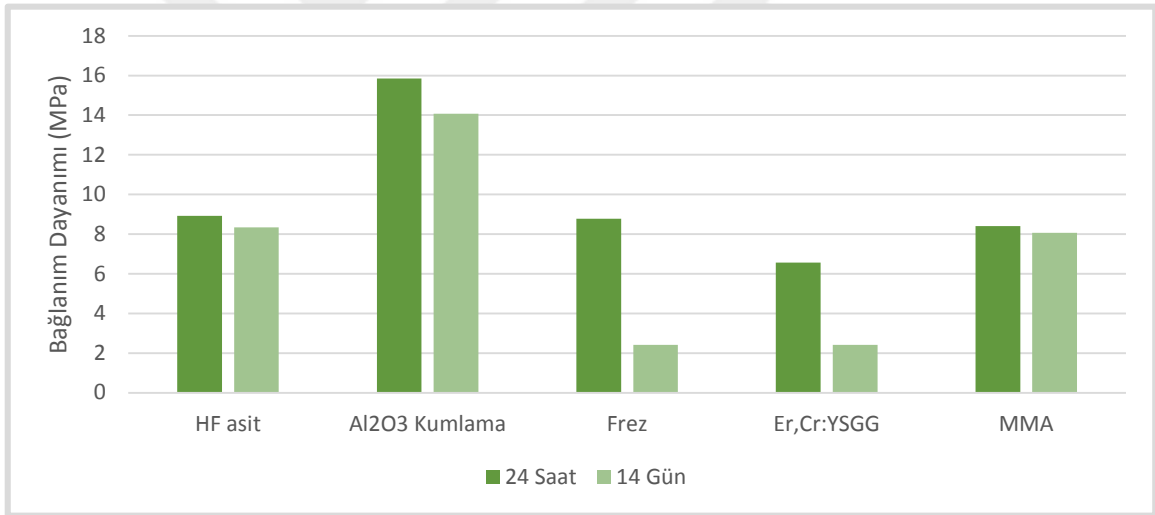
Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 4 (Vita-HF)	8,34±3,59	Grup10-p=0,000* Grup16-p=0,000* Grup22-p=0,000* Grup28-p=0,842
Grup 10 (Vita-Al₂O₃)	14,08±3,55	Grup16-p=0,000* Grup22-p=0,000* Grup28-p=0,000*
Grup 16 (Vita-Frez)	2,41±1,39	Grup22-p=1,000 Grup28-p=0,800
Grup 22 (Vita-Lazer)	2,41±1,39	Grup28-p=0,000*
Grup 28 (Vita-MMA)	8,06±4,57	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

6.1.3. Vita CAD-temp Materyaline Ait Grupların 24 Saat ve 14 Gün sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması

Vita CAD-temp materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 1 (% 9,6'lık HF asit), Grup 7 (50 µm Al₂O₃), Grup 13 (Ultrafine frez), Grup 19 (Er,Cr:YSGG lazer), Grup 25'in (Metil Metakrilat monomer) ve 14 gün sonra uygulandığı; Grup 4 (% 9,6'lık HF asit), Grup 10 (50 µm Al₂O₃), Grup 16 (Ultrafine frez), Grup 22 (Er,Cr:YSGG lazer), Grup 28'in (Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 7'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir. Verilere ait grafik Şekil 26'da gösterilmektedir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda Vita CAD-temp materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulana makaslama testi bulguları açısından bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar grlmştr ($p < 0.05$). Grup 1 (% 9,6'lık HF asit-24 saat) ile Grup 4'deki (% 9,6'lık HF asit-14 gün) değerler arasında, Grup 7 (50 μm Al_2O_3 -24 saat) ile Grup 10'daki (50 μm Al_2O_3 -14 gün) değerler arasında ve Grup 25 (Metil Metakrilat monomer-24 saat) ile Grup 28'deki (Metil Metakrilat monomer-14 gün) değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Grup 13'deki (Ultrafine frez-24 saat) değer istatistiksel olarak, Grup 16'daki (Ultrafine frez-14 gün) değerden yüksek bulunmuştur. Grup 19'daki (Er,Cr:YSGG lazer-24 saat) değer, istatistiksel olarak Grup 22'deki (Er,Cr:YSGG lazer-14 gün) değerden yüksek bulunmuştur.



şekil 26: Vita CAD-temp Materyaline Ait Grupların 24 Saat ve 14 Gün sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulguları

Tablo 7: Vita CAD-temp Materyaline Ait Grupların 24 Saat ve 14 Gün sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 1 (Vita-HF) 24 saat	8,92±4,43	0,688
Grup 4 (Vita-HF) 14 gün	8,34±3,59	
Grup 7 (Vita-Al ₂ O ₃) 24 saat	15,85±2,75	0,219
Grup 10 (Vita-Al ₂ O ₃) 14 gün	14,08±3,55	
Grup 13 (Vita-Frez) 24 saat	8,77±4,78	0,000*
Grup 16 (Vita-Frez) 14 gün	2,41±1,39	
Grup 19 (Vita-Lazer) 24 saat	6,56±4,61	0,004*
Grup 22 (Vita-Lazer) 14 gün	2,41±1,39	
Grup 25 (Vita-MMA) 24 saat	8,41±6,04	0,807
Grup 28 (Vita-MMA) 14 gün	8,06±4,57	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

6.1.4. Tempo CAD Materyaline Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi

Tempo CAD materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 2 (% 9,6'lık HF asit), Grup 8 (50 µm Al₂O₃), Grup 14 (Ultrafine frez), Grup 20 (Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 26'in (Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 8'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Tempo CAD materyaline ait gruplara, 24 saat sonra uygulanan makaslama testi sonucu elde edilen değerler karşılaştırılmış ve bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($p<0.05$). Grup 2'deki (% 9,6'lık HF asit) değer istatistiksel olarak 8. (50 μm Al_2O_3), 14. (Ultrafine frez) ve 26. (Metil Metakrilat monomer) gruplardan daha dūřuk bulunmuştur. Grup 2 (% 9,6'lık HF asit) ile Grup 20 (Er,Cr:YSGG lazer) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Gruplar arasında istatistiksel olarak en yūksək değeri Grup 8 (50 μm Al_2O_3) gōstermiřtir. Grup 14 (Ultrafine frez), istatistiksel olarak Grup 20'den (Er,Cr:YSGG lazer), Grup 20 de (Er,Cr:YSGG lazer) Grup 26'dan (Metil Metakrilat monomer) daha yūksək bulunmuştur.

Tablo 8: Tempo CAD Materyaline Ait Grupların 24 Saat Sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort \pm SS	p
Grup 2 (Tempo-HF)	4,38 \pm 4,10	Grup 8-p=0,000* Grup14-p=0,000* Grup20-p=0,817 Grup26-p=0,000*
Grup 8 (Tempo-Al_2O_3)	15,61 \pm 3,33	Grup14-p=0,039 Grup20-p=0,000* Grup26-p=0,001
Grup 14 (Tempo-Frez)	12,62 \pm 3,01	Grup20-p=0,000* Grup26-p=0,240
Grup 20 (Tempo-Lazer)	4,05 \pm 1,74	Grup26-p=0,000*
Grup 26 (Tempo-MMA)	10,9 \pm 2,49	

* $p<0.05$, İstatistiksel deęerlendirme: İki Yōnlū ANOVA testi

6.1.5. Tempo CAD Materyaline Ait Grupların 14 Gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi

Tempo CAD materyaline ait, makaslama testinin 14 gün sonra uygulandığı; Grup 5 (% 9,6'lık HF asit), Grup 11 (50 µm Al₂O₃), Grup 17 (Ultrafine frez), Grup 23 (Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 29'un (Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 9'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Tempo CAD materyaline ait gruplara, 14 gün sonra uygulanan makaslama testi sonucu elde edilen değerler karşılaştırılmış ve bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır (p<0.05). Grup 11'deki (50 µm Al₂O₃) değer istatistiksel olarak Grup 5 (% 9,6'lık HF asit) ve Grup 23'den (Er,Cr:YSGG lazer) yüksek bulunmuştur. Grup 17 (Ultrafine frez) ve Grup 29'daki (Metil Metakrilat monomer) değer istatistiksel olarak Grup 23'den (Er,Cr:YSGG lazer) yüksek bulunmuştur.

6.1.6. Tempo CAD Materyaline Ait Grupların 24 Saat ve 14 Gün sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması

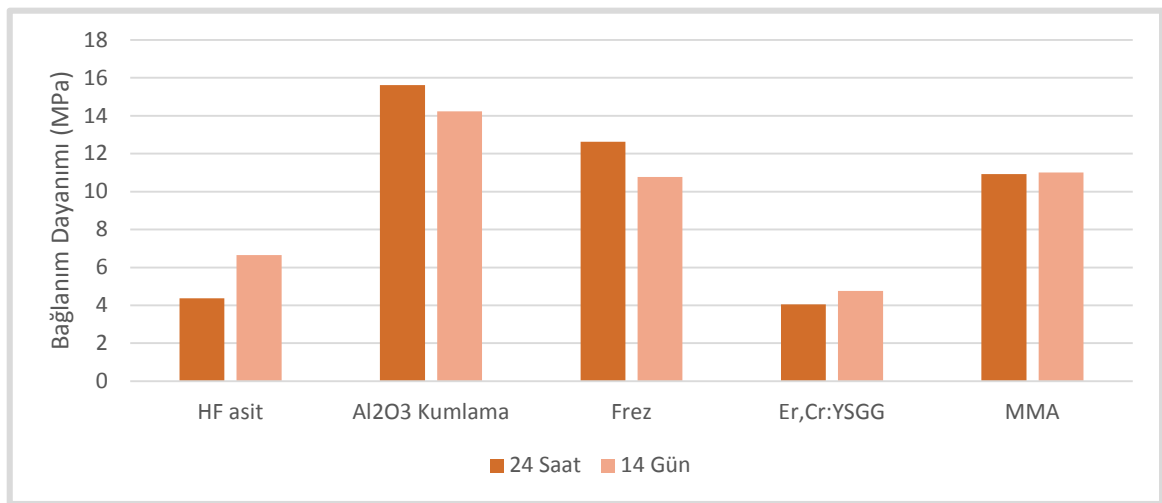
Tempo CAD materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 2 (% 9,6'lık HF asit-24 saat), Grup 8 (50 µm Al₂O₃-24 saat), Grup 14 (Ultrafine frez-24 saat), Grup 20 (Er,Cr:YSGG lazer-24 saat), Grup 26'ın (Metil Metakrilat monomer-24 saat) ve 14 gün sonra uygulandığı; Grup 5 (% 9,6'lık HF asit-14 gün), Grup 11 (50 µm Al₂O₃-14 gün), Grup 17 (Ultrafine frez-14 gün), Grup 23 (Er,Cr:YSGG lazer-14 gün), Grup 29'un (Metil Metakrilat monomer-14 gün) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 10'da MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir. Verilere ait grafik Şekil 37'de gösterilmektedir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda Tempo CAD materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulana makaslama testi bulguları açısından bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar görülmüştür (p<0.05). Grup 5'deki (% 9,6'lık HF asit-14 gün) değer istatistiksel olarak Grup 2'deki (% 9,6'lık HF asit-24 saat) değerden yüksek bulunmuştur. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

Tablo 9: Tempo CAD materyaline ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 5 (Tempo-HF)	6,65±4,37	Grup11-p=0,000* Grup17-p=0,004 Grup23-p=0,191 Grup29-p=0,003
Grup 11 (Tempo-Al₂O₃)	14,23±2,35	Grup17-p=0,017 Grup23-p=0,000* Grup29-p=0,026
Grup 17 (Tempo-Frez)	10,77±3,13	Grup23-p=0,000* Grup29-p=0,872
Grup 23 (Tempo-Lazer)	4,76±2,51	Grup29-p=0,000*
Grup 29 (Tempo-MMA)	11,00±3,54	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi



Şekil 27: Tempo CAD materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Tablo 10: Tempo CAD materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 2 (Tempo-HF) 24 saat	4,38±4,10	0,116
Grup 5 (Tempo-HF) 14 gün	6,65±4,37	
Grup 8 (Tempo-Al ₂ O ₃) 24 saat	15,61±3,33	0,335
Grup 11 (Tempo-Al ₂ O ₃) 14 gün	14,23±2,35	
Grup 14 (Tempo-Frez) 24 saat	12,62±3,01	0,198
Grup 17 (Tempo-Frez) 14 gün	10,77±3,13	
Grup 20 (Tempo-Lazer) 24 saat	4,05±1,74	0,619
Grup 23 (Tempo-Lazer) 14 gün	4,76±2,51	
Grup 26 (Tempo-MMA) 24 saat	10,93±2,49	0,961
Grup 29 (Tempo-MMA) 14 gün	11,00±3,54	

p>0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

6.1.7. Pekkton İvory Materyaline Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi

Pekkton İvory materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 3 (% 9,6'lık HF asit), Grup 9 (50 µm Al₂O₃), Grup 15 (Ultrafine frez), Grup 21

(Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 27'in (Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 11'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Pekkton İvory materyaline ait gruplara, 24 saat sonra uygulanan makaslama testi sonucu elde edilen değerler karşılaştırılmış ve bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($p<0.05$). Grup 9'daki ($50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$) değer istatistiksel olarak Grup 3 (% 9,6'lık HF asit), Grup 15 (Ultrafine frez) ve Grup 27'deki (Metil Metakrilat monomer) değerlerden yüksek bulunmuştur. Grup 15 (Ultrafine frez), Grup 21 (Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 27'deki (Metil Metakrilat monomer) değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

Tablo 11: Pekkton İvory Materyaline Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort \pm SS	p
Grup 3 (Pekk-HF)	0,64 \pm 0,31	Grup 9-p=0,000* Grup15-p=0,338 Grup21-p=0,224 Grup27-p=0,844
Grup 9 (Pekk-Al₂O₃)	7,28 \pm 4,20	Grup15-p=0,000* Grup21-p=0,001 Grup27-p=0,000*
Grup 15 (Pekk-Frez)	2,02 \pm 1,18	Grup21-p=0,797 Grup27-p=0,248
Grup 21 (Pekk-Lazer)	2,39 \pm 2,62	Grup27-p=0,158
Grup 27 (Pekk-MMA)	0,36 \pm 0,13	

* $p<0.05$, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

6.1.8. Pekkton İvory Materyaline Ait Grupların 14 Gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Değerlendirilmesi

Pekkton İvory materyaline ait, makaslama testinin 14 gün sonra uygulandığı; Grup 6 (% 9,6'lık HF asit), Grup 12 (50 µm Al₂O₃), Grup 18 (Ultrafine frez), Grup 24 (Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 30'un (Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 12'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Pekkton İvory materyaline ait gruplara, 14 gün sonra uygulanan makaslama testi sonucu elde edilen değerler karşılaştırılmış ve bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır (p<0.05). Grup 12'deki (50 µm Al₂O₃) değer istatistiksel olarak Grup 6 (% 9,6'lık HF asit), Grup 18 (Ultrafine frez), Grup 24 (Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 30'daki (Metil Metakrilat monomer) değerlerden yüksek bulunmuştur. Grup 6 (% 9,6'lık HF asit), Grup 18 (Ultrafine frez), Grup 24 (Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 30'daki (Metil Metakrilat monomer) değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

6.1.9. Pekkton İvory Materyaline Ait Grupların 24 Saat ve 14 Gün sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması

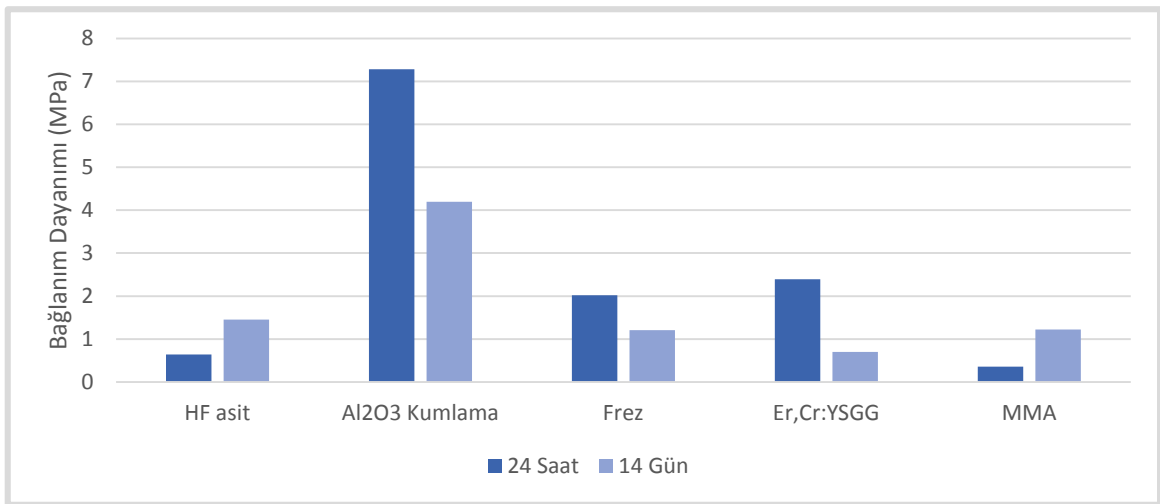
Pekkton İvory materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 3 (% 9,6'lık HF asit-24 saat), Grup 9 (50 µm Al₂O₃-24 saat), Grup 15 (Ultrafine frez-24 saat), Grup 21 (Er,Cr:YSGG lazer-24 saat), Grup 27'in (Metil Metakrilat monomer-24 saat) ve 14 gün sonra uygulandığı; Grup 6 (% 9,6'lık HF asit-14 gün), Grup 12 (50 µm Al₂O₃-14 gün), Grup 18 (Ultrafine frez-14 gün), Grup 24 (Er,Cr:YSGG lazer-14 gün), Grup 30'un (Metil Metakrilat monomer-14 gün) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 13'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir. Verilere ait grafik Şekil 28'de gösterilmektedir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda Pekkton İvory materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları açısından bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar görülmüştür (p<0.05). Grup 12'deki (50 µm Al₂O₃-14 gün) değer istatistiksel olarak Grup 9'daki (50 µm Al₂O₃-24 saat) değerden yüksek bulunmuştur. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

Tablo 12: Pekkton İvory materyaline ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 6 (Pekk-HF)	1,45±0,77	Grup12-p=0,000* Grup18-p=0,866 Grup24-p=0,600 Grup30-p=0,871
Grup 12 (Pekk-Al₂O₃)	11,10±4,77	Grup18-p=0,000* Grup24-p=0,000* Grup30-p=0,000*
Grup 18 (Pekk-Frez)	1,21±0,71	Grup24-p=0,721 Grup30-p=0,995
Grup 24 (Pekk-Lazer)	0,70±0,40	Grup30-p=0,717
Grup 30 (Pekk-MMA)	1,22±1,17	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi



Şekil 28: Pekkton İvory materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Tablo 13: Pekkton İvory materyaline ait grupların 24 saat ve 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 3 (Pekk-HF) 24 saat	0,64±0,31	0,575
Grup 6 (Pekk-HF) 14 gün	1,45±0,77	
Grup 9 (Pekk-Al ₂ O ₃) 24 saat	7,28±4,20	0,008
Grup 12 (Pekk-Al ₂ O ₃) 14 gün	11,10±4,77	
Grup 15 (Pekk-Frez) 24 saat	2,02±1,18	0,571
Grup 18 (Pekk-Frez) 14 gün	1,21±0,71	
Grup 21 (Pekk-Lazer) 24 saat	2,39±2,62	0,238
Grup 24 (Pekk-Lazer) 14 gün	0,70±0,40	
Grup 27 (Pekk-MMA) 24 saat	0,36±0,13	0,552
Grup 30 (Pekk-MMA) 14 gün	1,22±1,17	

p>0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

6.1.10. Vita CAD-temp ve Tempo CAD Materyallerine Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması

Vita CAD-temp materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 1 (Vita-% 9,6'lık HF asit), Grup 7 (Vita-50 µm Al₂O₃), Grup 13 (Vita-Ultrafine frez), Grup 19 (Vita-Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 25'in (Vita-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları ile Tempo CAD materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 2 (Tempo-% 9,6'lık HF asit), Grup 8 (Tempo-50 µm Al₂O₃), Grup 14 (Tempo-Ultrafine frez), Grup 20 (Tempo-Er,Cr:YSGG

lazer), Grup 26'ın (Tempo-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 14'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda Vita CAD-temp ve Tempo CAD materyallerine ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları açısından bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar grlmştir ($p=0.00$, $p<0.05$). Grup 1'deki (Vita-% 9,6'lık HF asit) değer istatistiksel olarak Grup 2'deki (Tempo-% 9,6'lık HF asit) değerden yüksek bulunmuştur. Grup 14'deki (Tempo-Ultrafine frez) değer istatistiksel olarak Grup 13'deki (Vita-Ultrafine frez) değerden yüksek bulunmuştur.

Tablo 14: Vita CAD-temp ve Tempo CAD materyallerine ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 1 (Vita-HF)	8,92±4,43	0,002*
Grup 2 (Tempo-HF)	4,38±4,10	
Grup 7 (Vita-Al ₂ O ₃)	15,85±2,75	0,869
Grup 8 (Tempo-Al ₂ O ₃)	15,61±3,33	
Grup 13 (Vita-Frez)	8,77±4,78	0,008*
Grup 14 (Tempo-Frez)	12,62±3,01	
Grup 19 (Vita-Lazer)	6,56±4,61	0,082
Grup 20 (Tempo-Lazer)	4,05±1,74	
Grup 25 (Vita-MMA)	8,41±6,04	0,080
Grup 26 (Tempo-MMA)	10,93±2,49	

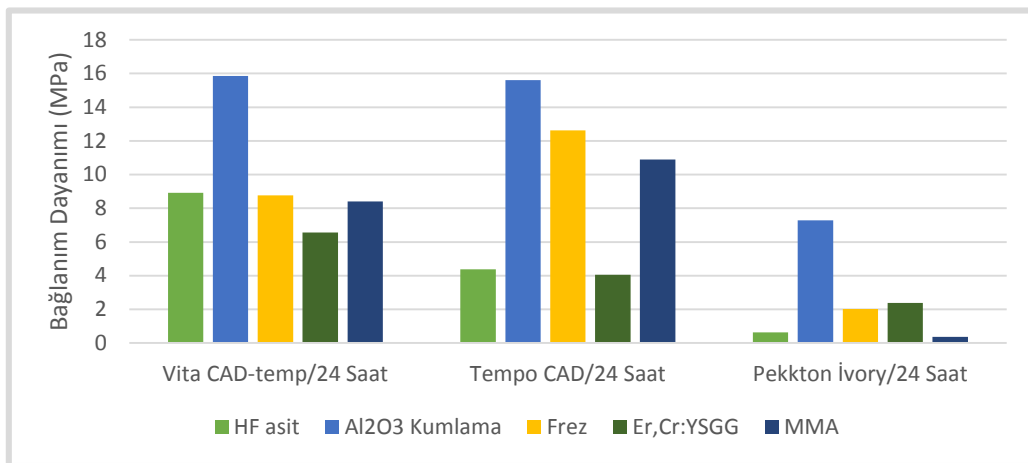
* $p<0.05$, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

6.1.11. Vita CAD-temp ve Pekkton İvory Materyallerine Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması

Vita CAD-temp materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 1 (Vita-% 9,6'lık HF asit), Grup 7 (Vita-50 µm Al₂O₃), Grup 13 (Vita-Ultrafine frez), Grup 19 (Vita-Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 25'in (Vita-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları ile Pekkton İvory materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 3 (Pekk-% 9,6'lık HF asit), Grup 9 (Pekk-50 µm Al₂O₃), Grup 15 (Pekk-Ultrafine frez), Grup 21 (Pekk-Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 27'in (Pekk-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 15'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda Vita CAD-temp ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları açısından bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar görülmüştür (p=0.00, p<0.05). Grup 1'deki (Vita-% 9,6'lık HF asit) değer, Grup 3'deki (Pekk-% 9,6'lık HF asit) değerden, Grup 7'deki (Vita-50 µm Al₂O₃) değer, Grup 9'daki (Pekk-50 µm Al₂O₃) değerden, Grup 13'deki (Vita-Ultrafine frez) değer, Grup 15'deki (Pekk-Ultrafine frez) değerden, Grup 19'daki (Vita-Er,Cr:YSGG lazer) değer, Grup 21'deki (Pekk-Er,Cr:YSGG lazer) değerden ve Grup 25'deki (Vita-Metil Metakrilat monomer) değer, Grup 27'deki (Pekk-Metil Metakrilat monomer) değerden istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur.

Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları Şekil 29'da gösterilmiştir.



Şekil 29: Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Tablo 15: Vita CAD-temp ve Pekkton İvory Materyallerine Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 1 (Vita-HF)	8,92±4,43	0,000*
Grup 3 (Pekk-HF)	0,64±0,31	
Grup 7 (Vita-Al ₂ O ₃)	15,85±2,75	0,000*
Grup 9 (Pekk-Al ₂ O ₃)	7,28±4,20	
Grup 13 (Vita-Frez)	8,77±4,78	0,000*
Grup 15 (Pekk-Frez)	2,02±1,18	
Grup 19 (Vita-Lazer)	6,56±4,61	0,004*
Grup 21 (Pekk-Lazer)	2,39±2,62	
Grup 25 (Vita-MMA)	8,41±6,04	0,000*
Grup 27 (Pekk-MMA)	0,36±0,13	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

6.1.12. Tempo CAD ve Pekkton İvory Materyallerine Ait Grupların 24 Saat Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması

Tempo CAD materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 2 (Tempo-% 9,6'lık HF asit), Grup 8 (Tempo-50 µm Al₂O₃), Grup 14 (Tempo-Ultrafine frez), Grup 20 (Tempo-Er,Cr:YSGG lazer), Grup 26'ın (Tempo-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları ile Pekkton İvory materyaline ait, makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı; Grup 3 (Pekk-% 9,6'lık

HF asit), Grup 9 (Pekk-50 $\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$), Grup 15 (Pekk-Ultrafine frez), Grup 21 (Pekk-Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 27'in (Pekk-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 16'da MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları açısından bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar grlmştir ($p=0.005$, $p<0.05$). Grup 8'deki (Tempo-50 $\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$) değer, Grup 9'daki (Pekk-50 $\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$) değerden, Grup 14'deki (Tempo-Ultrafine frez) değer, Grup 15'deki (Pekk-Ultrafine frez) değerden, Grup 26'daki (Tempo-Metil Metakrilat monomer) değer, Grup 27'deki (Pekk-Metil Metakrilat monomer) değerden istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

6.1.13. Vita CAD-temp ve Tempo CAD Materyallerine Ait Grupların 14 Gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması

Vita CAD-temp materyaline ait, makaslama testinin 14 gün sonra uygulandığı; Grup 4 (Vita-% 9,6'lık HF asit), Grup 10 (Vita-50 $\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$), Grup 16 (Vita-Ultrafine frez), Grup 22 (Vita-Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 28'in (Vita-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları ile Tempo CAD materyaline ait, makaslama testinin 14 gün sonra uygulandığı; Grup 5 (Tempo-% 9,6'lık HF asit), Grup 11 (Tempo-50 $\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$), Grup 17 (Tempo-Ultrafine frez), Grup 23 (Tempo-Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 29'un (Tempo-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 17'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda Vita CAD-temp ve Tempo CAD materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları açısından bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar grlmştir ($p=0.00$, $p<0.05$). Grup 17'deki (Tempo-Ultrafine frez) değer, Grup 16'daki (Vita-Ultrafine frez) değerden, Grup 23'deki (Tempo-Er,Cr:YSGG lazer) değer, Grup 22'deki (Vita-Er,Cr:YSGG lazer) değerden ve Grup 29'daki (Tempo-Metil Metakrilat monomer) değer Grup 28'deki (Vita-Metil Metakrilat monomer) değerden istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

Tablo 16: Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 24 saat sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 2 (Tempo-HF)	4,38±4,10	0,010
Grup 3 (Pekk-HF)	0,64±0,31	
Grup 8 (Tempo-Al ₂ O ₃)	15,61±3,33	0,000*
Grup 9 (Pekk-Al ₂ O ₃)	7,28±4,20	
Grup 14 (Tempo-Frez)	12,62±3,01	0,000*
Grup 15 (Pekk-Frez)	2,02±1,18	
Grup 20 (Tempo-Lazer)	4,05±1,74	0,250
Grup 21 (Pekk-Lazer)	2,39±2,62	
Grup 26 (Tempo-MMA)	10,93±2,49	0,000*
Grup 27 (Pekk-MMA)	0,36±0,13	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

Tablo 17: Vita CAD-temp ve Tempo CAD materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 4 (Vita-HF)	8,34±3,59	0,238
Grup 5 (Tempo-HF)	6,65±4,37	
Grup 10 (Vita-Al ₂ O ₃)	14,08±3,55	0,919
Grup 11 (Tempo-Al ₂ O ₃)	14,23±2,35	
Grup 16 (Vita-Frez)	2,41±1,39	0,000*
Grup 17 (Tempo-Frez)	10,77±3,13	
Grup 22 (Vita-Lazer)	2,41±1,39	0,103
Grup 23 (Tempo-Lazer)	4,76±2,51	
Grup 28 (Vita-MMA)	8,06±4,57	0,041
Grup 29 (Tempo-MMA)	11,00±3,54	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

6.1.14. Vita CAD-temp ve Pekkton İvory Materyallerine Ait Grupların 14 Gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması

Vita CAD-temp materyaline ait, makaslama testinin 14 gün sonra uygulandığı; Grup 4 (Vita-% 9,6'lık HF asit), Grup 10 (Vita-50 µm Al₂O₃), Grup 16 (Vita-Ultrafine frez), Grup 22 (Vita-Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 28'in (Vita-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları ile Pekkton İvory materyaline ait,

makaslama testinin 14 gün sonra uygulandığı; Grup 6 (Pekk-% 9,6'lık HF asit), Grup 12 (Pekk-50 μm Al_2O_3), Grup 18 (Pekk-Ultrafine frez), Grup 24 (Pekk-Er,Cr:YSGG lazer), Grup 30'un (Pekk-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 18'de MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda Vita CAD-temp ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları açısından bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar görölmüştür ($p=0.00$, $p<0.05$). Grup 4'deki (Vita-% 9,6'lık HF asit) değer, Grup 6'daki (Pekk-% 9,6'lık HF asit) değerden, Grup 10'daki (Vita-50 μm Al_2O_3) değer, Grup 12'deki (Pekk-50 μm Al_2O_3) değerden ve Grup 28'deki (Vita-Metil Metakrilat monomer) değer, Grup 30'daki (Pekk-Metil Metakrilat monomer) değerden istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

6.1.15. Tempo CAD ve Pekkton İvory Materyallerine Ait Grupların 14 Gün Sonra Uygulanan Makaslama Testi Bulgularının Karşılaştırılması

Tempo CAD materyaline ait, makaslama testinin 14 gün sonra uygulandığı; Grup 5 (Tempo-% 9,6'lık HF asit), Grup 11 (Tempo-50 μm Al_2O_3), Grup 17 (Tempo-Ultrafine frez), Grup 23 (Tempo-Er,Cr:YSGG lazer) ve Grup 29'un (Tempo-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları ile Pekkton İvory materyaline ait, makaslama testinin 14 gün sonra uygulandığı; Grup 6 (Pekk-% 9,6'lık HF asit), Grup 12 (Pekk-50 μm Al_2O_3), Grup 18 (Pekk-Ultrafine frez), Grup 24 (Pekk-Er,Cr:YSGG lazer), Grup 30'un (Pekk-Metil Metakrilat monomer) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 19'da MPa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları açısından bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar görölmüştür ($p=0.00$, $p<0.05$). Grup 5'deki (Tempo-% 9,6'lık HF asit) değer, Grup 6'daki (Pekk-% 9,6'lık HF asit) değerden, Grup 11'deki (Tempo-50 μm Al_2O_3) değer, Grup 12'deki (Pekk-50 μm Al_2O_3) değerden, Grup 17'deki (Tempo-Ultrafine frez) değer, Grup 18'deki (Pekk-Ultrafine frez) değerden, Grup 23'deki (Pekk-Ultrafine frez) değer, Grup 24'deki (Pekk-Er,Cr:YSGG lazer)

değerden ve Grup 29'daki (Tempo-Metil Metakrilat monomer) değer, Grup 30'daki (Pekk-Metil Metakrilat monomer) değerden istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur.

Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları Şekil 30'da gösterilmiştir.

Tablo 18: Vita CAD-temp ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

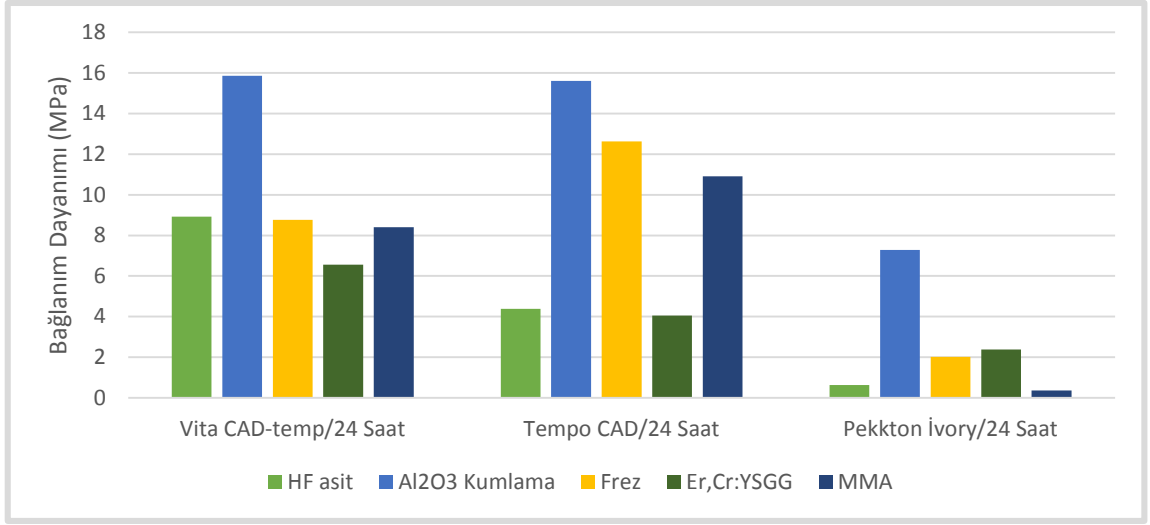
Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 4 (Vita-HF)	8,34±3,59	0,000*
Grup 6 (Pekk-HF)	1,45±0,77	
Grup 10 (Vita-Al ₂ O ₃)	14,08±3,55	0,039
Grup 12 (Pekk-Al ₂ O ₃)	11,10±4,77	
Grup 16 (Vita-Frez)	2,41±1,39	0,403
Grup 18 (Pekk-Frez)	1,21±0,71	
Grup 22 (Vita-Lazer)	2,41±1,39	0,233
Grup 24 (Pekk-Lazer)	0,70±0,40	
Grup 28 (Vita-MMA)	8,06±4,57	0,000*
Grup 30 (Pekk-MMA)	1,22±1,17	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

Tablo 19: Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 5 (Tempo-HF)	6,65±4,37	0,000*
Grup 6 (Pekk-HF)	1,45±0,77	
Grup 11 (Tempo-Al ₂ O ₃)	14,23±2,35	0,030
Grup 12 (Pekk-Al ₂ O ₃)	11,10±4,77	
Grup 17 (Tempo-Frez)	10,77±3,13	0,000*
Grup 18 (Pekk-Frez)	1,21±0,71	
Grup 23 (Tempo-Lazer)	4,76±2,51	0,005*
Grup 24 (Pekk-L)	0,70±0,40	
Grup 29 (Tempo-MMA)	11,00±3,54	0,000*
Grup 30 (Pekk-MMA)	1,22±1,17	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi



Şekil 30: Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait grupların 14 gün sonra uygulanan makaslama testi bulguları

6.2. Arı Skorları İle İlgili Bulgular

6.2.1. Vita CAD-temp Materyaline Ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları

Vita CAD-temp materyaline ait, 24 saat sonra makaslama testi uygulanan grupların ARI skorlarının dağılımı Tablo 20’de gösterilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda gruplar arasında anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p < 0.05$). Grup 7’deki (Vita- Al_2O_3) braket kopması daha çok braket-yapıştırıcı ara yüzünde olurken, diğer gruplarda kopmalar daha çok mine yapıştırıcı ara yüzünde meydana gelmiştir.

6.2.2. Tempo CAD Materyaline Ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları

Tempo CAD materyaline ait, 24 saat sonra makaslama testi uygulanan grupların ARI skorlarının dağılımı Tablo 21’de gösterilmiştir. Gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p = 0,502$; $p > 0,05$).

Tablo 20: Vita CAD-temp Materyaline ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların ARI Skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	P
Grup 1 (Vita-HF)	0 (0-3)	
Grup 7 (Vita-Al ₂ O ₃)	2 (0-3)	
Grup 13 (Vita-Frez)	0 (0-1)	0,018*
Grup 19 (Vita-Er,Cr:YSGG)	0,5 (0-2)	
Grup 25 (Vita-MMA)	0,5 (0-3)	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: Kruskal Wallis testi

Tablo 21: Tempo CAD Materyaline ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların ARI Skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	P
Grup 2 (Tempo-HF)	1 (0-2)	
Grup 8 (Tempo-Al ₂ O ₃)	1 (0-2)	
Grup 14 (Tempo-Frez)	1 (0-2)	0,502
Grup 20 (Tempo-Er,Cr:YSGG)	1 (0-2)	
Grup 26 (Tempo-MMA)	1 (0-2)	

p>0.05, İstatistiksel değerlendirme: Kruskal Wallis testi

6.2.3. Pekkton İvory Materyaline Ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları

Tempo CAD materyaline ait, 24 saat sonra makaslama testi uygulanan grupların ARI skorlarının dağılımı Tablo 22’de gösterilmiştir. Gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p=0,502$; $p>0,05$).

Tablo 22: Pekkton İvory Materyaline ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların ARI Skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	P
Grup 3 (Pekk-HF)	0 (0-1)	
Grup 9 (Pekk-Al ₂ O ₃)	1 (0-2)	
Grup 15 (Pekk-Frez)	0 (0-1)	0,409
Grup 21 (Pekk-Er,Cr:YSGG)	0 (0-1)	
Grup 27 (Pekk-MMA)	0 (0-2)	

* $p<0,05$, İstatistiksel değerlendirme: Kruskal Wallis testi

6.2.4. Vita CAD-temp Materyaline Ait 14 Gün Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları

Vita CAD-temp materyaline ait, 24 saat sonra makaslama testi uygulanan grupların ARI skorlarının dağılımı Tablo 23’de gösterilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda gruplar arasında anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p<0,05$). Grup 10 (Vita-Al₂O₃) başta olmak üzere Grup 22 (Vita-Er,Cr:YSGG) ve Grup 28’deki (Vita-MMA) braket kopması daha çok braket- yapıştırıcı

ara yüzünde olurken, diğer gruplarda daha çok mine-yapıştırıcı ara yüzünde meydana gelmiştir.

Tablo 23: Vita CAD-temp Materyaline ait 14 Gün Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların ARI Skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	P
Grup 4 (Vita-HF)	0,5 (0-1)	
Grup 10 (Vita-Al ₂ O ₃)	1 (0-3)	
Grup 16 (Vita-Frez)	0,5 (0-1)	0,018*
Grup 22 (Vita-Er,Cr:YSGG)	1 (0-1)	
Grup 28 (Vita-MMA)	1 (0-1)	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: Kruskal Wallis testi

6.2.5. Tempo CAD Materyaline Ait 14 Gün Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların ARI Skorları

Tempo CAD materyaline ait, 14 gün sonra makaslama testi uygulanan grupların ARI skorlarının dağılımı Tablo 24’de gösterilmiştir. Gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir (p=0,502; p>0,05).

6.2.6. Pekkton İvory Materyaline Ait 14 Gün Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların ARI Skorları

Pekkton İvory materyaline ait, 14 gün sonra makaslama testi uygulanan grupların ARI skorlarının dağılımı Tablo 25’de gösterilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda gruplar arasında anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir (p<0.05). Grup 11’deki (Tempo-Al₂O₃) braket kopması daha çok braket-

yapıştırıcı ara yüzünde olurken, diğer gruplarda daha çok mine-yapıştırıcı ara yüzünde meydana gelmiştir.

Tablo 24: Tempo CAD materyaline ait 14 gün sonra makaslama testi uygulanan grupların arı skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	P
Grup 5 (Tempo-HF)	1 (0-1)	
Grup 11 (Tempo-Al ₂ O ₃)	1 (0-2)	
Grup 17 (Tempo-Frez)	1 (0-2)	0,108
Grup 23 (Tempo-Er,Cr:YSGG)	1 (0-2)	
Grup 29 (Tempo-MMA)	1 (0-2)	

p>0.05, İstatistiksel değerlendirme: Kruskal Wallis testi

Tablo 25: Pekkton İvory materyaline ait 14 gün sonra makaslama testi uygulanan grupların arı skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	P
Grup 6 (Pekk-HF)	1 (0-1)	
Grup 12 (Pekk-Al ₂ O ₃)	1 (1-2)	
Grup 18 (Pekk-Frez)	1 (0-1)	0,001*
Grup 24 (Pekk-Er,Cr:YSGG)	1 (0-1)	
Grup 30 (Pekk-MMA)	1 (0-1)	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: Kruskal Wallis testi

6.2.7. Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory Materyaline Ait 24 Saat Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları

Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait, 24 saat sonra makaslama testi uygulanan grupların ARI skorlarının dağılımı Tablo 26'da gösterilmiştir. Gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p=0,502$; $p>0,05$).

6.2.8. Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory Materyaline Ait 14 Gün Sonra Makaslama Testi Uygulanan Grupların Arı Skorları

Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyallerine ait, 14 gün sonra makaslama testi uygulanan grupların ARI skorlarının dağılımı Tablo 27'de gösterilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda sadece metil metakrilat monomer uygulanan gruplar arasında anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p<0.05$). Grup 29'daki (Tempo-MMA) braket kopması daha çok braket-yapıştırıcı ara yüzünde olurken, Grup 28 (Vita-MMA) ve Grup 30'daki (Pekk-MMA) kopmalar daha çok mine-yapıştırıcı ara yüzünde meydana gelmiştir.

Tablo 26: Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyaline ait 24 saat sonra makaslama testi uygulanan grupların arı skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	P
Grup 1 (Vita-HF)	0 (0-3)	
Grup 2 (Tempo-HF)	1 (0-2)	0,587
Grup 3 (Pekk-HF)	0 (0-1)	
Grup 7 (Vita- Al ₂ O ₃)	2 (0-3)	
Grup 8 (Tempo-Al ₂ O ₃)	1 (0-2)	0,131
Grup 9 (Pekk-Al ₂ O ₃)	1 (0-2)	
Grup 13 (Vita-Frez)	0 (0-1)	
Grup 14 (Tempo-Frez)	1 (0-2)	0,056
Grup 15 (Pekk-Frez)	0 (0-1)	
Grup 19 (Vita-Lazer)	0,5 (0-2)	
Grup 20 (Tempo-Lazer)	1 (0-2)	0,251
Grup 21 (Pekk-Lazer)	0 (0-1)	
Grup 25 (Vita-MMA)	0,5 (0-3)	
Grup 26 (Tempo-MMA)	1 (0-2)	0,232
Grup 27 (Pekk-MMA)	0 (0-2)	

p>0.05, İstatistiksel değerlendirme: Mann Whitney U testi

Tablo 27: Vita CAD-temp, Tempo CAD ve Pekkton İvory materyaline ait 14 gün sonra makaslama testi uygulanan grupların arı skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	P
Grup 4 (Vita-HF)	0,5 (0-1)	
Grup 5 (Tempo-HF)	1 (0-1)	0,661
Grup 6 (Pekk-HF)	1 (0-1)	
Grup 10 (Vita- Al ₂ O ₃)	1 (0-3)	
Grup 11 (Tempo-Al ₂ O ₃)	1 (0-2)	0,868
Grup 12 (Pekk-Al ₂ O ₃)	1 (1-2)	
Grup 16 (Vita-Frez)	0,5 (0-1)	
Grup 17 (Tempo-Frez)	1 (0-2)	0,522
Grup 18 (Pekk-Frez)	1 (0-1)	
Grup 22 (Vita-Lazer)	1 (0-1)	
Grup 23 (Tempo-Lazer)	1 (0-2)	0,084
Grup 24 (Pekk-Lazer)	1 (0-1)	
Grup 28 (Vita-MMA)	1 (0-1)	
Grup 29 (Tempo-MMA)	1 (0-2)	0,010*
Grup 30 (Pekk-MMA)	1 (0-1)	

*p<0.05, İstatistiksel değerlendirme: Mann Whitney U testi

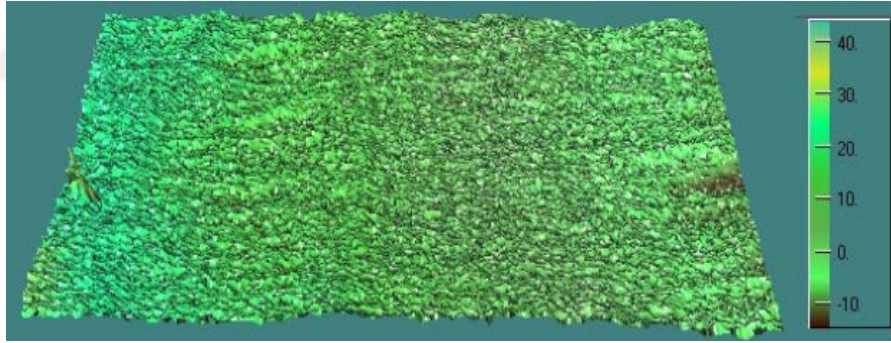
6.3. Profilometre Çalışma Sonuçları

6.3.1. Vita CAD-temp Materyaline ait Grupların Pürüzlülük Testi Sonuçları

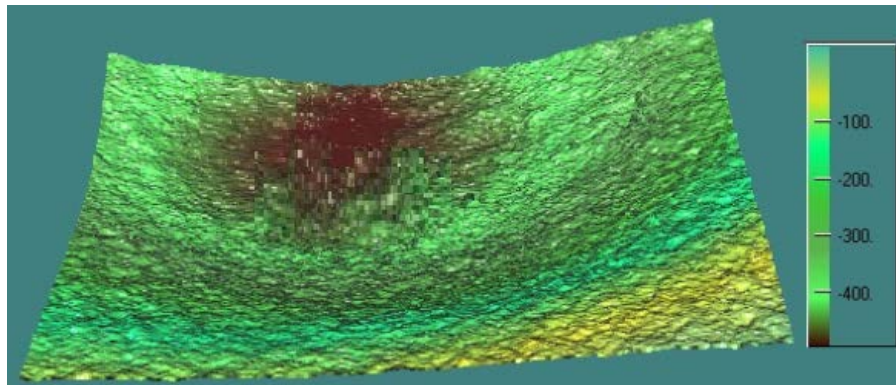
Vita CAD-temp materyaline ait gruptaki örnekler, Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Metalografi Laboratuvarı'nda bulunan optik profilometre ile taranmış ve her yüzey için Ra değerleri kaydedilmiştir. Değerler Tablo 28'de gösterilmiştir. En yüksek Ra değeri, 50 μm Al_2O_3 tozu ile kumlanan örnek yüzeyinde ölçülmüştür (Ra:26,202).

Tablo 28: Vita CAD-temp materyaline ait grupların Ra bulguları

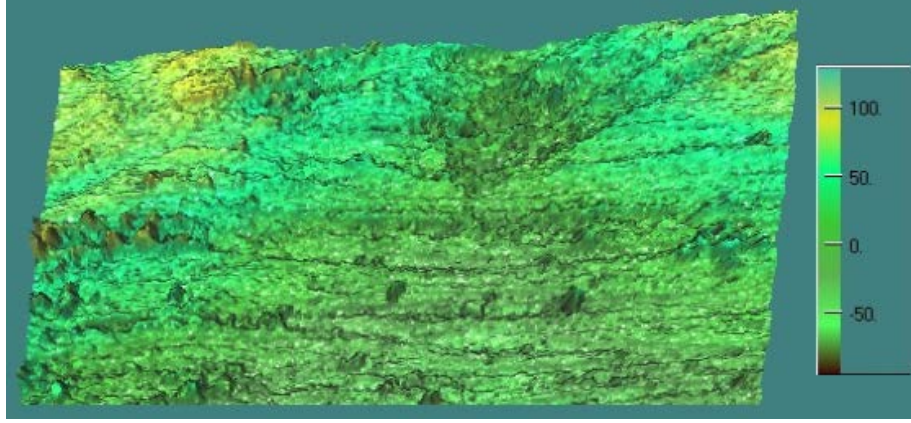
	Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri				
	% 9,6'lık HF asit	50 μm Al_2O_3	Ultrafine frez	Er,Cr:YSGG Lazer	Metil metakrilat
Ra (μm)	1,842	26,202	3,823	1,968	1,487



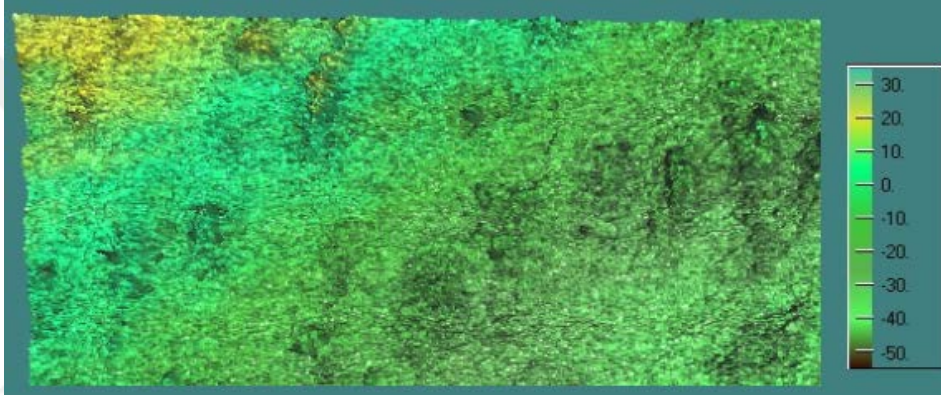
Şekil 31: Vita CAD-temp materyaline ait HF asit uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü



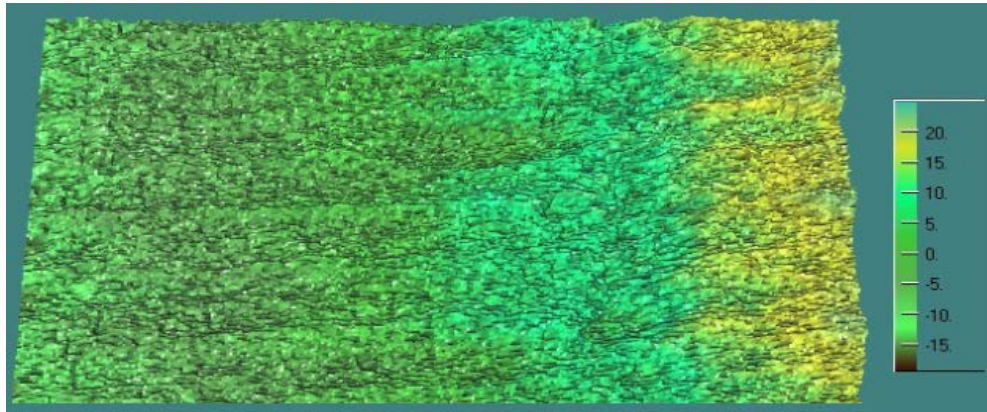
Şekil 32: Vita CAD-temp materyaline ait Al_2O_3 ile kumlama yapılmış örneğin profilometre görüntüsü



Şekil 33: Vita CAD-temp materyaline ait ultrafine frez uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü



Şekil 34: Vita CAD-temp materyaline ait Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü



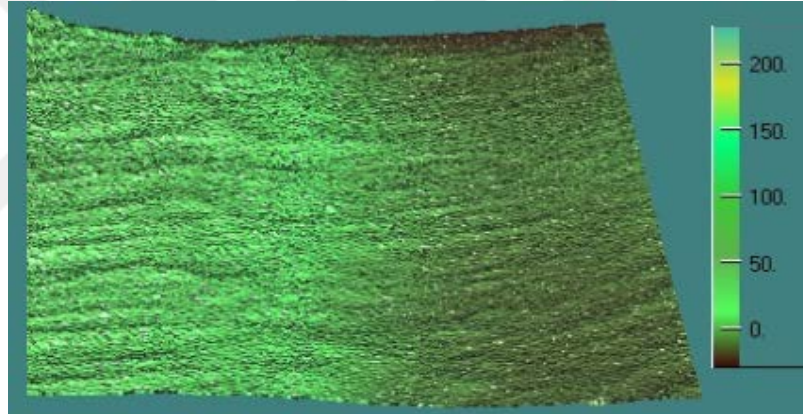
Şekil 35: Vita CAD-temp materyaline ait metilmetakrilat monomer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü

6.3.2. Tempo CAD Materyaline ait Grupların Pürüzlülük Testi Sonuçları

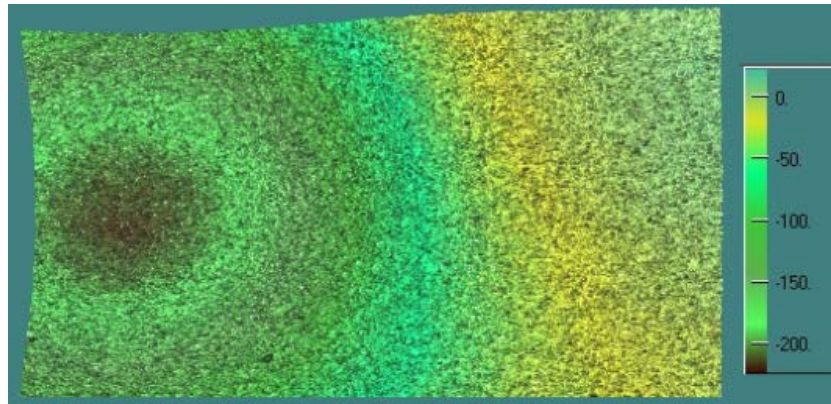
Tempo CAD materyaline ait gruptaki örnekler, optik profilometre ile taranmış ve her yüzey için Ra değerleri kaydedilmiştir. Değerler Tablo 29'da gösterilmiştir. En yüksek Ra değeri, 50 μm Al_2O_3 tozu ile kumlanan örnek yüzeyinde ölçülmüştür (Ra:22,177).

Tablo 29: Tempo CAD materyaline ait grupların Ra bulguları

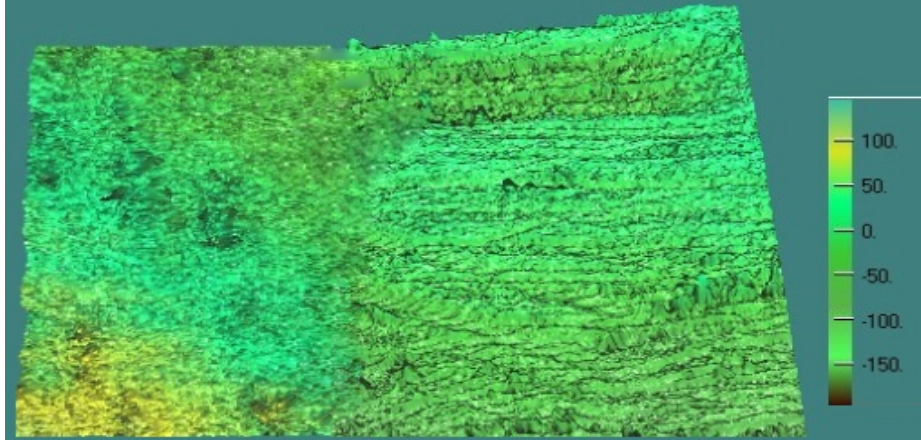
	Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri				
	% 9,6'lık HF asit	50 μm Al_2O_3	Ultrafine frez	Er,Cr:YSGG Lazer	Metil metakrilat
Ra (μm)	13,421	22,177	11,710	10,310	1,248



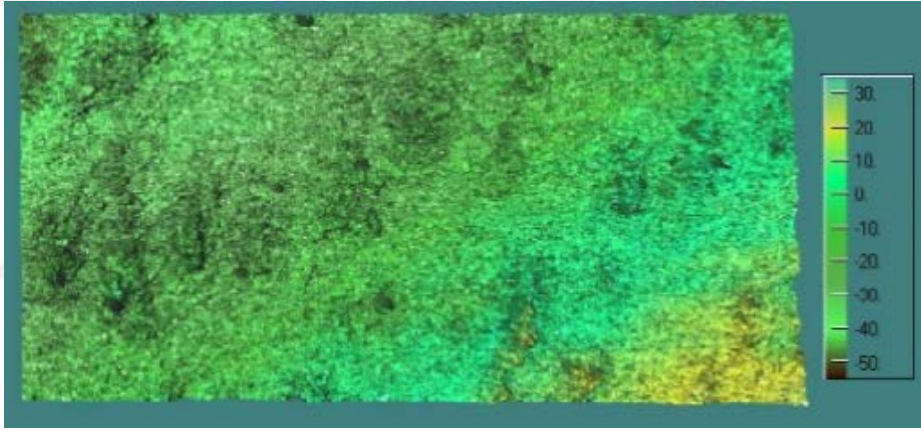
Şekil 36: Tempo CAD materyaline ait HF asit uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü



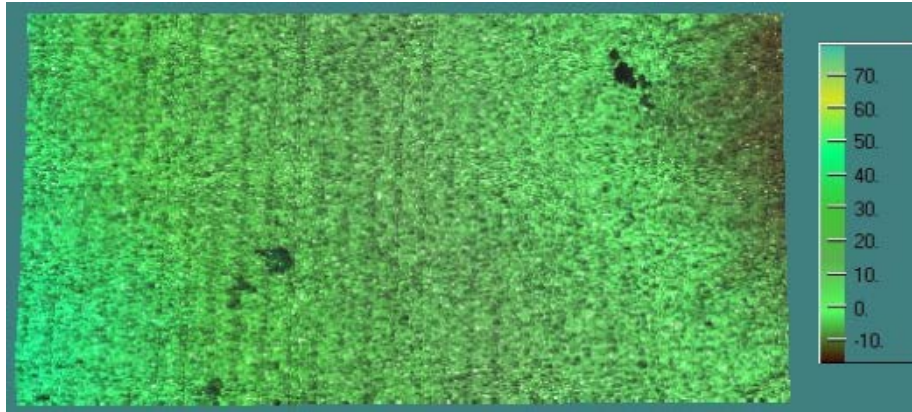
Şekil 37: Tempo CAD materyaline ait Al_2O_3 ile kumlama yapılmış örneğin profilometre görüntüsü



Şekil 38: Tempo CAD materyaline ait ultrafine frez uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü



Şekil 39: Tempo CAD materyaline ait Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü



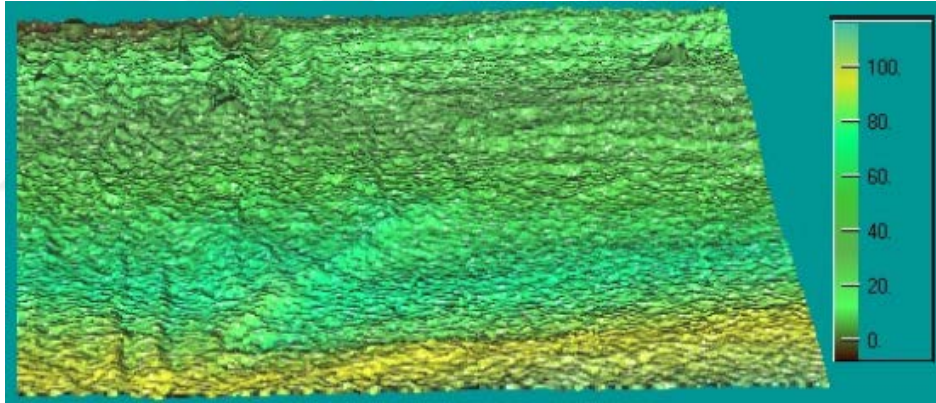
Şekil 40: Tempo CAD materyaline ait metilmetakrilat monomer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü

6.3.3. Pekkton İvory Materyaline ait Grupların Pürüzlülük Testi Sonuçları

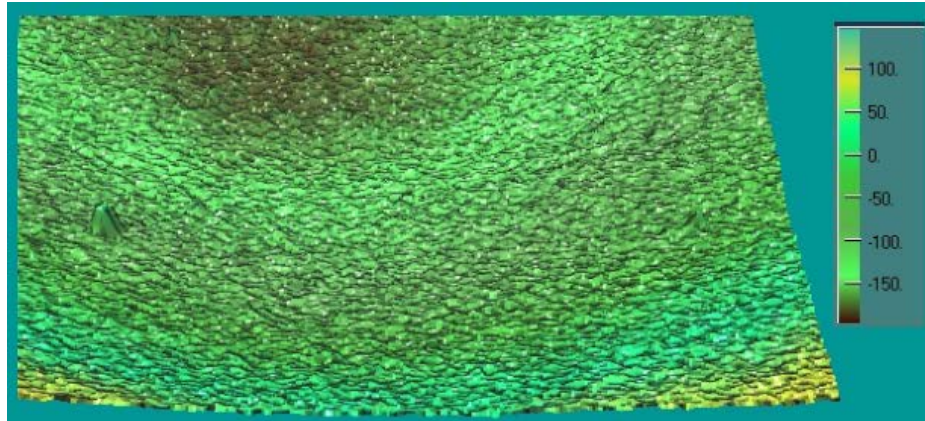
Pekkton İvory materyaline ait gruptaki örnekler, optik profilometre ile taranmış ve her yüzey için Ra değerleri kaydedilmiştir. Değerler Tablo 30'da gösterilmiştir. En yüksek Ra değeri, 50 μm Al_2O_3 tozu ile kumlanan örnek yüzeyinde ölçülmüştür (Ra:8,382).

Tablo 30: Pekkton İvory materyaline ait grupların Ra bulguları

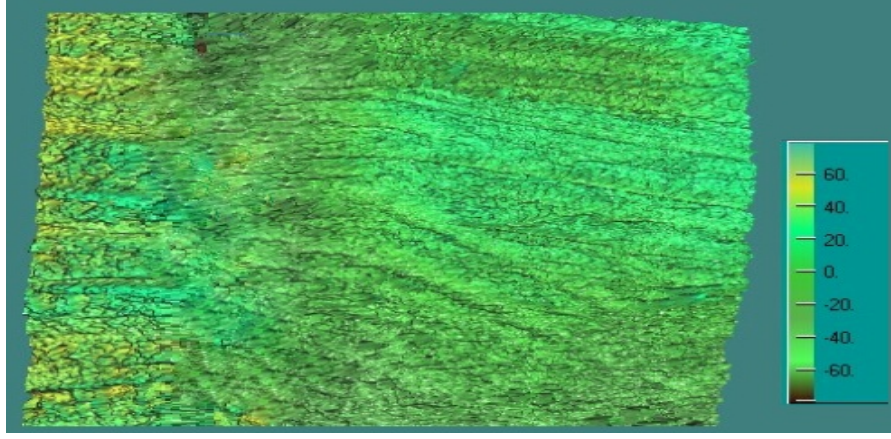
	Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri				
	% 9,6'lık HF asit	50 μm Al_2O_3	Ultrafine frez	Er,Cr:YSGG Lazer	Metil metakrilat
Ra (μm)	1,169	8,380	4,578	4,992	1,353



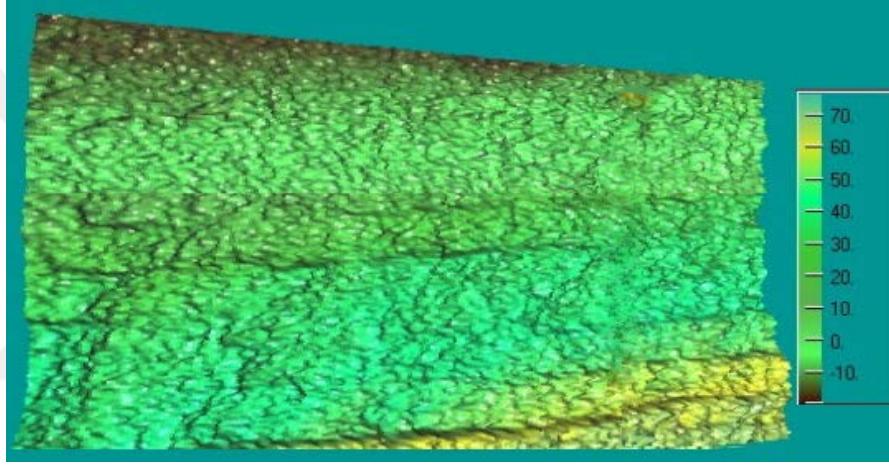
Şekil 41: Pekkton İvory materyaline ait HF asit uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü



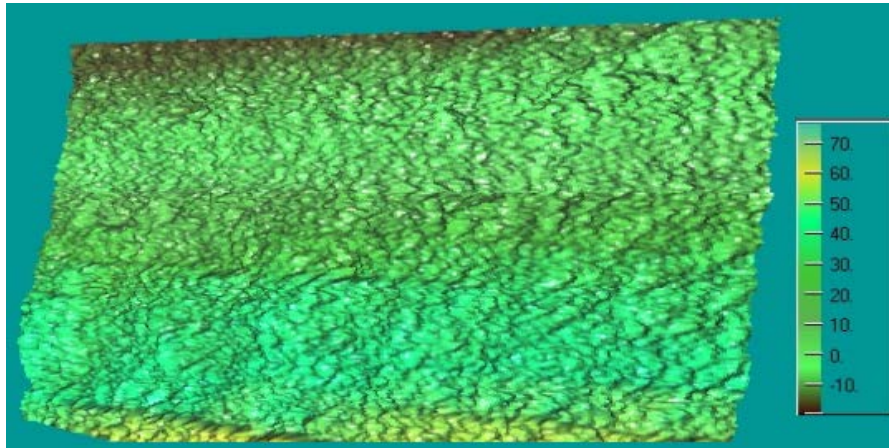
Şekil 42: Pekkton İvory materyaline ait Al_2O_3 ile kumlama yapılmış örneğin profilometre görüntüsü



Şekil 43: Pekkton İvory materyaline ait ultrafine frez uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü



Şekil 44: Pekkton İvory materyaline ait Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü



Şekil 45: Tempo CAD materyaline ait metilmetakrilat monomer uygulanmış örneğin profilometre görüntüsü

7. TARTIŞMA

7.1. Amaç, Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Teknoloji ve estetik materyallerde meydana gelen değişikliklerle birlikte hastaların kişisel gelişime verdikleri önem artmakta ve ortodontik tedaviye başvuran erişkinlerin sayısı çoğalmaktadır. 1997 yılında yapılan bir çalışmaya göre ülkemizde 1970 yılına ait erişkin ortodonti hastalarının oranı % 3 iken, 1990'lı yılların başında bu oran % 25'e kadar çıkmıştır ve bu sayının son yıllarda giderek arttığı bilinmektedir (8).

Erişkin hastalarda genellikle var olan veya prosedürleri devam eden restoratif uygulamalar bulunduğundan dolayı ortodontik yaklaşımlar modifiye edilmekte veya multidisipliner bir yaklaşımla uygulanmaktadır (9). Ortodontik kuvvetler ile kök ekstrüzyonu sağlayarak kron boyunu uzatmak ilk defa 1973 yılında Heithersay tarafından tanımlanmıştır (11). Ortodontik kuvvetler ile kök ekstrüzyonu, geçici kron uygulamasını gerektirmektedir. Geçici kron uygulamasının amacı estetik ve biyolojik olarak ideal bir daimi restorasyon uygulanabileceği zamana kadar dişi geçici olarak korumak, stabilizasyonunu sağlamak ve fonksiyonunu devam ettirmektir. Böyle bir klinik durumda ortodontik ataşmanlar geçici kron materyallerine yapıştırılmaktadır.

Geçici kronlar, toz likit formunda bulunan çeşitli materyaller ile direkt olarak üretilebileceği gibi polikarbonat kron şeklinde prefabrik formları da mevcuttur. Literatürde geçici kron materyallerine ortodontik ataşmanların bağlanımı ile ilgili çok sayıda çalışma mevcuttur. Bu çalışmalarda yüzey pürüzlendirme yöntemleri, örneklerin bekleme süreleri, yapıştırılan ortodontik ataşmanlar, yapıştırıcı ajanlar gibi çok sayıda parametreler karşılaştırılmıştır (9, 10, 14, 21-24, 198, 199).

Geçici restorasyonlar, direkt yöntemle hasta başında yapıldığı zaman yüzey özelliklerine ve kenar uyumuna bağlı olan mekanik dayanıklılık zayıf olabilmektedir. Materyalin karıştırılması ve ölçü içine yerleştirilmesi sırasında hava kabarcıkları oluşabilmekte ve restorasyonun bükülme direncini düşürmektedir (186-188). CAD/CAM sistemleri bu hataların önüne geçebilmek için 1980'li yıllarda geliştirilmiş teknolojilerdir. Restorasyon içinde porözite oluşmasını engellemek, mekanik özellikleri geliştirmek, hasta başında geçen süreyi kısaltmak ve ideal sonuçlar elde etmek için tercih edilmektedirler (189, 190).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan PMMA bloklar, konvansiyonel yöntemlerde kullanılan PMMA materyaline göre daha homojen yapıda ve daha iyi mekanik özelliklere sahiptir. Bloklar, yüksek sıcaklık ve basınç altında polimerize edildiği için büzüşmeye uğramamaktadır (186, 194, 195).

Literatürde birçok çalışmada CAD/CAM sistemleri ve konvansiyonel yöntemler ile üretilen geçici restorasyonlar, marjinal kenar uyumu, renk stabilitesi, mekanik özellikleri açısından karşılaştırılmıştır. CAD/CAM sistemleri ile üretilen geçici restorasyonların konvansiyonel yöntemlerle üretilenlere göre daha iyi renk stabilitesine ve marjinal kenar uyumuna sahip olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (157, 165, 191). Rayyan ve ark., PMMA blokları ile konvansiyonel rezin materyallerini karşılaştırmış ve PMMA blokların renk stabilitesi açısından daha iyi sonuçlar verdiğini, su emiliminin az olduğunu, aşınma dayanımının daha yüksek olduğunu, yüzey sertliği ve kırılma dayanımının da daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (192). Yao ve ark., CAD/CAM sistemleri ve konvansiyonel yöntemlerle üretilen geçici materyalleri termal işlem öncesi ve sonrası karşılaştırmış ve CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonların termal işlem öncesi ve sonrası daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Bundan dolayı geçici restorasyonların uzun dönem kullanılması gereken durumlarda CAD/CAM sistemlerini kullanmakta fayda vardır (193). Literatürde CAD/CAM sistemlerinde üretilen geçici restorasyonlara ortodontik ataşmanların bağlanımı ile ilgili çalışma mevcut değildir.

Bu bilgilerden yola çıkarak çalışmamızda, polimetil metakrilat, polieterketonketon ve bis akril kompozit bloklardan CAD/CAM ile elde edilen yüzeylere farklı pürüzlendirme işlemleri uygulanarak yapıştırılan ortodontik ataşmanların bağlanma dirençlerinin değerlendirilmesi ve bu yüzeylerde kabul edilebilir bağlanmayı sağlayacak en uygun yöntemin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca makaslama testi sonrası örnek yüzeylerin incelenerek kopmanın meydana geldiği ara yüzlerin belirlenmesi çalışmamızın bir diğer amacıdır.

Günümüzde CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilen yüksek yoğunlukta polimer bloklar mevcuttur. Uzun süreli geçici restorasyona ihtiyaç duyulan durumlarda bu blokların kullanımı düşünülmelidir. Bu bloklar, fabrikalarda özel

koşullarda (yüksek ısı ve yüksek basınç) polimerize edildiği için yüksek mekanik özelliklere ve daha az yüzey düzensizliklerine sahiptir (157, 163, 164).

Literatürde CAD/CAM sistemlerinde üretilen geçici restorasyon materyalleri ile ilgili yapılmış çalışmalarda çeşitli hazır bloklar kullanılmıştır. PMMA (Telio CAD, artBloc Temp.), bis-akril kompozit (Vita CAD-temp, Ambarino high-class, Everest C-temp), polietereterketon (PEEK), UDMA (Lava Ultimate) en çok kullanılan bloklardandır (13, 193, 195-197). Çalışmamıza Vita CAD-temp (Bis-akril kompozit), Tempo CAD (Polimetil metakrilat), Pekkton İvory (Poli-eter-keton-keton) olmak üzere üç çeşit CAD/CAM geçici blok dahil edilmiştir.

Literatürde braket ve çeşitli restorasyon malzemeleri arasındaki bağlanım direncini inceleyen bir çok çalışma bulunmasına rağmen geçici kron materyalleri ve braket arasındaki bağlanım direncini araştıran sınırlı sayıda çalışma vardır. Jabbari ve ark., yüzeyi pürüzlendirilmeyen geçici kron materyaline uygulanan braketin ortodontik diş hareketi için gereken kuvvetlere dayanamayacak kadar düşük bağlanma direnci oluşturduğunu bildirmiştir. Yüzeylere zımpara, pomza uygulayarak ve 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama yaparak bağlanım dayanımı üzerine etkilerini karşılaştırmıştır (9). Başka bir çalışmada rezin yüzeyi yeşil taşlar kullanılarak ve yine 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama yapılarak pürüzlendirilmiştir (14). Literatürde kumlama sıklıkla tercih edilen bir yöntem olup, araştırmacılar tarafından ortodontik braketlerin bağlanım dayanımını arttırdığı rapor edilmiştir (14, 21-24, 198, 199). Bu bilgilerden yola çıkarak çalışmamızda yüzey hazırlık işlemlerinden biri olarak tercih edilmiştir.

Fosforik asidin % 37 'lik formu konu ile ilgili birçok çalışmada yüzey pürüzlendirme işlemi öncesinde veya sonrasında ara işlem olarak uygulanmıştır (9, 14, 23). Blakey ve ark., % 37'lik fosforik asidin minede etkili olduğunu ancak porselen yüzeyler için etkili olmadığını belirtmiş ve geçici prefabrik polikarbonat kronların yüzeyine % 9,6'lık hidroflorik asit uygulamıştır (21). Araştırmacılar fosforik asidin akrilik yüzeylerde değişikliğe sebep olmadığını, yüzeydeki debrileri, tükürük ve çeşitli kontaminantları temizleyerek sadece mekanik bağlantıya katkı sağladıklarını belirtmişlerdir (10, 201, 202). Çalışmamızda asit uygulama işlemi için % 9,6'lık hidroflorik asit kullanılmıştır.

Konu ile ilgili çalışmalarda elmas frez ile yüzeyler aşındırılarak bağlanım dayanımı mekanik etki ile arttırılmıştır (21-23). Elmas frez diğer yöntemlere göre daha düşük maliyetli ve uygulaması kolay olduğundan hekimler tarafından sıklıkla kullanılan bir yöntem olmuştur. Çalışmamızda ultrafine elmas frez kullanılmıştır.

Üşümez ve ark., Er:YAG lazer uygulamasının PMMA materyal yüzeyinde değişikliklere neden olarak, bağlanım dayanımını arttırdığını rapor etmiştir (203). Göymen ve ark., farklı geçici kron materyalleri ve farklı yüzey hazırlık işlemlerini karşılaştırmış ve en etkili yüzey pürüzlendirme yönteminin Er:YAG uygulaması olduğunu belirtmiştir (24). Tugut ve ark, PMMA yapıli materyallere farklı süre ve enerji seviyelerinde Er:YAG uygulamış ve en yüksek dayanımı Göymen ve ark. 'nın belirttiği gibi 300 mJ, 10 Hz, 3 W değerlerinde 20 sn boyunca yüzeye 8 mm uzaklıktan lazer uygulanan grupta ölçmüştür (204). Er,Cr:YSGG lazer sistemleri, dental sert dokularda kullanıldığında su spreyi ile çalışıldığı için daha minimal pulpa inflamasyonu, dentin yapısında Ca ve P miktarında artış, hidrofilik dentin bağlayıcılarla ıslanabilirlikte artış ve böylece kavite duvarları ve rezin arasında yeterli adezyon sağlamaktadır (205-208). Er:YAG lazer ve Er,Cr:YSGG lazerin dental dokular üzerinde kullanıldığı çalışmalarda iki lazer grubunun da benzer sonuçları olduğu belirtilmiştir (209, 210). Bu bilgilerden yola çıkarak literatürde Er,Cr:YSGG lazerin kullanıldığı çalışmalarda en yüksek sonuçların elde edildiği değerler ve Er,Cr:YSGG lazer kombinasyonu çalışmamız için tercih edilmiştir.

Razak ve ark, yaptıkları çalışmada prefabrike akrilik (PMMA) dişler üzerinde farklı yüzey hazırlık işlemleri uygulamıştır. Metil metakrilat monomer uygulaması yüksek bağlanım dayanımı sonucu vermiştir (199). Aynı şekilde Vergani ve ark. 'nın yaptıkları çalışmada MMA monomer uygulamasının akrilik yüzeylerde adezyonu arttırdığı belirtilmiştir (211). Lee ve ark., PEKK materyali üzerinde farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulamış ve farklı primerler kullanarak kompozit rezine olan bağlanım dayanımlarını incelemişlerdir. 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama işlemini takiben MMA içerikli primer uygulamasının bağlanım dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir (212). Bu bilgilerden yola çıkarak MMA monomer uygulaması çalışmamıza yüzey hazırlık işlemi olarak dahil edilmiştir.

Çalışmamızda 0.018 slotlu üst küçük azı braketi kullanılmıştır. Araştırmacılar premolar braketlerin kurvatürlerinin bağlanım dayanımı üzerindeki etkisini araştırmış, braket tabanı ve örnek yüzeyler arasında kalan fazla yapıştırıcının braketlerin bağlanım dayanımı üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını, yapıştırıcı rezin bünyesinde koheziv kırılma oluşmadığını belirtmişlerdir (10). Ancak üst santral kesici braketlerin kurvatürlerinin daha az olmasından dolayı düz örnek yüzeylerinde kullanıldıklarına bağlanım dayanımının daha yüksek olacağını rapor eden araştırmacılar da mevcuttur (213).

Ortodonti pratiğinde çeşitli yapıştırıcı rezinler kullanılmaktadır. Literatürde araştırmacılar tarafından en çok tercih edilen yapıştırıcı, ışıkla polimerize olan Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Calif, ABD)'dir (9, 14, 21, 22, 24, 198, 199). Çalışmamızda tek bir yapıştırıcı rezin kullanılması planlandığından, konu ile ilgili çalışmalarda en fazla kullanılan adeziv olan Transbond XT tercih edilmiştir.

Literatürde birçok araştırmacı tarafından silan uygulaması seramik materyal yüzeyine ortodontik braketlerin yapıştırılmasında kullanılmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir (200, 214-217). Durgesh ve ark., mine yüzeyinde uyguladıkları silan sonrasında bağlanım dayanımlarında artış kaydettiklerini belirtmişlerdir (218). Materyal veya mine yüzeyi ile adeziv arasında bifonksiyonel rol oynayan silanın çalışmamızda kullandığımız silika içerikli bis-akril kompozit materyal grubu başta olmak üzere diğer materyal gruplarında da etkili olacağını düşünerek pürüzlendirme işlemlerinden sonra yüzeylere üreticinin tavsiye ettiği şekilde uygulanmıştır.

Dış hekimliğinde restoratif amaçlı kullanılan farklı materyaller ağız içerisinde fonksiyon sırasında çeşitli mekanik, kimyasal ve termal streslere maruz kalmaktadır. Bu stresler karşısında materyallerin dayanıklılığını test etmeyi amaçlayan in vitro çalışmalarda ağız içi termal değişiklikleri taklit etmek için en sık kullanılan işlemler termal siklus ve suda bekletmektir. Literatürde farklı yüzeylere uygulanan ortodontik braketlerin bağlanım dayanımları üzerine yapılmış çalışmalarda örneklerin saklanma koşulları için çeşitli solüsyonlar, farklı bekleme süreleri ve farklı sıcaklıklar kullanılmıştır. Maryanchik ve ark., ortodontik ataşman yapıştırdıkları örnekleri 37°C sıcaklıkta, distile suda 24 saat ve 1 hafta süreyle bekletmiştir. Bir hafta süreyle beklettikleri örneklere makaslama testi uyguladıklarında braketlerin bağlanım

dayanımının daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir (198). Araştırmacılar bu sonucu örnek yüzey ve yapıştırıcı rezin arasındaki polimerizasyonun 1 hafta boyunca devam etmesinden dolayı olduğunu belirtmişlerdir (32). Cumerlato ve ark., geçici prefabrik dişlere ortodontik braketlerin bağlanım dayanımlarını incelemişlerdir. Yapıştırma öncesi 90 gün boyunca distile suda 37°C sıcaklıkta bekleyen örneklerde bağlanım dayanımının beklemeden yapıştırmanın uygulandığı örneklere göre daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir (22). Bu konuda Chay ve ark., PMMA materyalinin 1 hafta suda bekletilmesinin üzerine yapıştırılan braketlerin bağlanım dayanımlarını arttırdığını belirtmiştir (14). Suda bekletilen PMMA materyalinde su emilimi sonrasında polimer zincirleri ayrılmakta ve materyalin sertliği azalmaktadır (219). Goymen ve ark., ve Jabbari ve ark., yaptıkları çalışmada örnekleri önce 24 saat boyunca distile suda 37°C sıcaklıkta bekletmişler sonra da termal siklus cihazında bekletmişlerdir (9, 24). Termal siklus uygulaması; ağız içerisinde meydana gelen ısı değişimlerini yansıtacak şekilde, in vitro koşullarda, örneklerin belirli derecelerde yüksek ve düşük ısılarına maruz bırakılmasıdır. Razak ve ark., yaptıkları çalışmada örnekleri makaslama testi öncesinde sadece 24 saat boyunca distile suda 37°C sıcaklıkta bekletmişlerdir (199). Dias ve ark., yapıştırma işleminden sonra örnekleri etüv cihazında 37 ± 1 °C sıcaklıkta 24 saat boyunca bekletmişlerdir (23). Çalışmamızda ortodontik braketleri yapıştırdığımız örneklerin yarısı makaslama testi yapılana kadar etüv cihazında distile su içerisinde 24 saat, diğer yarısı da 2 hafta boyunca bekletilmiştir. Her ne kadar intraoral koşullar laboratuvar şartlarında taklit edilmeye çalışılsa da yapılan çalışmalar aynı süre boyunca in vivo ve in vitro koşullarda bekleme sonrası uygulanan bağlanım testlerinde in vivo koşullarında bağlanım dayanımının daha çok düştüğünü göstermiştir (88, 220). Ağız içi ortamın taklit edilmesinde distile su kullanılmasının en büyük nedeni tükürüğün yapısal olarak temel kısmını oluşturmasıdır ayrıca su polimer yapısına kolayca penetre olabilmekte ve polimerik zincirlerde hidrolizi provoke etmektedir (221).

Konu ile ilgili çalışmalarda örneklerin test cihazına aktarılabilmesi ve deneylerde standardizasyonun sağlanabilmesi için materyallere özel taşıyıcı kalıplar kullanılmıştır. Çalışmalar incelendiğinde bu amaçla çoğunlukla soğuk akrilik kullanılmıştır (9, 10, 14, 23, 198). Bazı çalışmalarda da bu amaçla dental alçı kullanılmıştır (222-224). Çalışmamızda braketlerin örnek yüzeylerine yapıştırılması sırasında, makaslama testi uygulanırken kuvvetin braket kadesine paralel gelmesinin sağlanması amacıyla özel bir

düzenek hazırlanıp kullanılmıştır. Ayrıca üniversal test cihazında makaslama testi uygulanması esnasında örneklerin sabit durması ve testin güvenilirliğinin sağlanması için birçok araştırmada özel düzenek hazırlanmış ve örnekler bu düzenek içine yerleştirilerek makaslama testleri uygulanmıştır (9, 10, 14, 23, 198). Çalışmamızda bu amaçla döküm düzenek kullanılmıştır.

Çalışmamızda makaslama testi uygulaması için literatürde mevcut olan benzer çalışmalarda olduğu üniversal test cihazı kullanılmıştır (9, 10, 22-24, 198, 199). Bu cihazlarla çeşitli materyallere makaslama, çekme ve tork kuvveti uygulanabilmektedir. Çalışmamızda ortodontik braketlerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençleri ölçülmüştür. Çalışmamızda kullandığımız Üniversal test cihazının başlık hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Eliades ve ark., klinik şartlarında braketin kopmasına neden olan kuvvetlerin yapıştırıcı rezinin viskoelastisitesini aşarak, rezinde fazla esneme oluşturmadan kopmaya yol açtığını belirtmiştir. Başlık hızı 0.5 mm/dk olarak ayarlandığında yapıştırıcı rezinde esneme meydana gelmekte ve klinik şartlar doğru bir şekilde yansıtılmamaktadır (225). Literatürde bağlanım testi ile ilgili mevcut çalışmalara bakıldığında test cihazının başlık hızı 0.5-5 mm/dk değerleri arasında değişkenlik göstermiştir (226). Bazı araştırmacılar 200 mm/dk hızındaki başlık ile uygulanan kuvvetin bile ağız içi koşulları yansıtmadığı ve çalışmalarda kullanılan başlık hızlarının yetersiz olduğunu belirtmiştir (225, 227).

Literatürde benzer çalışmalarda makaslama testi sırasında kuvvetin braketle iletilmesi için üniversal test cihazının hareketli ucuna bağlanan bıçak sırtı şeklinde ucu olan metal bir plak kullanılmıştır. Test sırasında uygulanan kuvvet yönünün bağlanma direnci ölçümlerini etkilemesinden dolayı çalışmalarda kuvvet yüzeye paralel olacak şekilde uygulanmıştır (9, 10, 14, 21, 23, 198, 199). Çalışmamızda makaslama kuvveti metal plak aracılığı ile braket ve örnek yüzey birleşiminden uygulanmıştır. Üniversal test cihazı ile braketlerin kopma adındaki maksimum kuvvet cihaza bağlı bilgisayar aracılığı ile dijital ortamda Newton cinsinden kaydedilmiştir. Benzer çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda da Newton cinsinde olan braket bağlanım direnci değerleri braketin kaide alanına bölünerek Mpa değerleri elde edilmiştir (14, 21, 198, 199). Çalışmamızda sadece bir çeşit braket kullanılmasına literatürde mevcut olan benzer çalışmalar ile daha kolay karşılaştırma yapılabilmesi için braket bağlanım direnç değerleri Mpa cinsinde hesaplanmıştır.

Makaslama testi sonrasında artık rezinin değerlendirilmesi, uygun yapıştırıcı seçimi ve rezinin yüzeyden kaldırılması için önemlidir. Aynı zamanda yüzey ve braket yüzeylerinde kopmanın meydana geldiği bölgelerin tespiti de önem taşımaktadır (228, 229). Konu ile ilgili yapılan in vitro çalışmalarda kopma bölgesinde meydana gelen değişiklikleri sınıflandırmak için 1984 yılında Artun ve Bergland tarafından tanıtılan Adhesive ve Remnant Index (ARI) sistemi ve bu indeksin modifikasyonları kullanılmıştır (14, 21, 22, 198). Chay ve ark., ARI skorlama sonuçlarının daha güvenilir olması için stereo mikroskop kullanarak örnekleri X20 büyütme altında incelemişlerdir (14). Çalışmamızda da, makaslama testleri sonrası örnek yüzeyler stereo mikroskop ile X10 büyütülüp incelenmiş ve skorlama için Artun ve Bergland sınıflaması kullanılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi amacıyla en çok kullanılan ölçüm cihazı profilometredir. Yüzeye temas eden mekanik bir uç (kontakt profilometre) ya da ışık saçılımı (optik profilometre) ile tarama işlemi gerçekleştirilmektedir (230). Tarama sırasında yüzeyin bozulmadan kalması ve daha güvenilir sonuçlar vermesinden dolayı optik profilometre daha çok tercih edilmektedir (224, 231). Çalışmamızda da yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için optik profilometre kullanılmıştır.

7.2. Makaslama Testi Sonuçlarının Tartışılması

Sabit ortodontik tedavilerde braket-yapıştırıcı rezin kombinasyonu seçilirken yapışma ve kuvvet değerleri arasında denge sağlanmasına dikkat edilmelidir. Bağlantı kuvvetleri ortodontik tedavi boyunca istenmeyen braket kopmalarını engelleyebilecek kadar güçlü fakat tedavinin sonunda braketlerin sökülmesi aşamasında mineye zararlı kuvvetlere neden olmayacak düzeyde olmalıdır. Bu nedenle yüksek değerlerde yapışma kuvveti iyi bir klinik performans için şart değildir (232).

Dişlerin yer değiştirmesi için gereken kuvvet Aralığı 70-120 g, ekstrüzyonu için ise 35-60 g olarak rapor edilmiştir (25, 26). Reynolds braket ve diş arasındaki bağlanım direncinin dişlerin ortodontik hareketine uygun olarak en az 5.9-7.8 MPa olması gerektiğini bildirmiştir (6). Bowen ve ark., minenin gerilme direncinin ortalama 14.5 Mpa olduğunu belirtmiştir (233). Retief yapışma dayanıklılığının 13.53 Mpa'nın üzerinde olmasının mine kırıklarına neden olduğunu söylerken (234), Newman ve ark., minede hasar oluşmaması için bağlanma dayanımının 23,4 Mpa'dan daha düşük olması gerektiğini belirtmişlerdir (235). Çalışmamızda; Grup 16 (Vita-Al₂O₃-14 gün-2,41±1,39),

Grup 22 (Vita-Er,Cr:YSGG-14 gün- 2,41±1,39), Grup 2 (Tempo-HF-24 saat-4,38±4,10), Grup 20 (Tempo-Er,Cr:YSGG-24 saat-4,05±1,74), Grup 23 (Tempo-Er,Cr:YSGG-14 gün-4,76±2,51), Grup 3 (Pekk-HF-24 saat-0,64±0,31), Grup 6 (Pekk-HF-14 gün-1,45±0,77), Grup 15 (Pekk-Frez-24 saat-2,02±1,18), Grup 18 (Pekk-Frez-14 gün-1,21±0,71), Grup 21 (Pekk-Er,Cr:YSGG-24 saat-2,39±2,62), Grup 24 (Pekk-Er,Cr:YSGG-14 gün-0,70±0,40), Grup 27 (Pekk-MMA-24 saat-0,36±0,13) ve Grup 30'un (Pekk-MMA-14 gün-1,22±1,17) ortalama bağlanma değerleri 5.9 Mpa'dan daha düşük bulunmuş, diğer grupların ortalama değerleri ise daha yüksek bulunmuştur (Tablo 7, Tablo 10, Tablo 13).

Çalışmamızda kullandığımız farklı CAD/CAM geçici materyalleri braketlerin bağlanım değerleri üzerinde etkili olmuştur. PEKK materyal grubunda bulunan örneklerin bağlanım değerleri, tüm yöntem gruplarında diğer iki materyalden daha düşük sonuçlar vermiştir. Sadece kumlama yapılan grupta bağlanım değerleri minimum bağlanım değerlerinden yüksek bulunmuştur. 24 saat sonra uygulanan makaslama testinde Vita CAD-temp materyal grubunda bulunan örnekler HF asit, Er,Cr:YSGG lazer ve anlamlı olmamakla beraber Al₂O₃ tozu ile kumlama gruplarında Tempo CAD materyal gruplarından daha iyi sonuçlar vermiştir. 14 gün sonra uygulanan makaslama testinde ise Al₂O₃ tozu ile kumlama ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerin bağlanım değerleri Tempo CAD materyal grubunda daha yüksek ölçülmüş ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. 24 saat ve 14 gün sonra uygulanan makaslama testlerinde frez ve MMA uygulanan örneklerin bağlanım değerleri Tempo CAD materyal grubunda daha yüksek ölçülmüştür. Çalışmamızda da tüm materyal gruplarında en yüksek bağlanım değerlerinin kaydedildiği gruplar 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama uyguladığımız gruplardır (Grup 7 (Vita-24 saat-15,85±2,75), Grup 10 (Vita-14 gün-14,08±3,55), Grup 8 (Tempo-24 saat-12,62±3,01), Grup 17 (Tempo-14 gün-14,23±2,35), Grup 9 (Pekk-24 saat-7,28±4,20), Grup 12 (Pekk-14 gün-11,10±4,77)). En düşük bağlanım dayanımları ise tüm materyal gruplarında Er,Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerde kaydedilmiştir (Grup 19 (Vita-24 saat-6,56±4,61), Grup 22 (Vita-14 gün-2,41±1,39), Grup 20 (Tempo-24 saat-4,05±1,74), Grup 23 (Tempo-14 gün-4,76±2,51), Grup 21 (Pekk-24 saat-2,39±2,62), Grup 24 (Pekk-14 gün-0,70±0,40)). Çalışmamızda materyal grupların 24 saat ve 14 gün bekleyen alt gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir.

Literatürde geçici kron materyalleri ve braket arasındaki bağlanım direncini araştıran sınırlı sayıda çalışma vardır. Jabbari ve ark., yüzeyi pürüzlendirilmeyen geçici kron materyaline uygulanan braketin ortodontik diş hareketi için gereken kuvvetlere dayanamayacak kadar düşük bağlanma direnci oluşturduğunu belirtmişlerdir. Çalışmalarında bis-akril kompozit (Protemp 4), PMMA (Trim Plus, Superpont C+B), PEMA (Trim II) olmak üzere dört farklı konvansiyonel geçici materyal üzerinde zımparalama, pomzalama ve 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama uygulanmış ve sonrasında örneklerin yarısı üzerinde termal siklus işlemi gerçekleştirilmiştir. Materyal gruplarından bis-akril kompozit (Protemp) grubu diğer materyal gruplarından daha başarılı sonuçlar vermiştir. PMMA materyal grubundaki örneklerin düşük bağlanım dayanımı göstermelerine sebep olarak, materyalin termal streslere ve su ortamına mekanik olarak daha dayanıksız olmasını göstermişlerdir. Kumlama yapılan materyal gruplarında bağlanım değerlerinin daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Kumlama işlemi takiben termal siklus işlemi sonrasında bağlanım değerlerinin yükseldiği Protemp 4 ve Trim Plus gruplarında ise termal siklus işleminde ısı etkisiyle ilave polimerizasyon gerçekleşebileceğini öne sürmüşlerdir (9). Çalışmamızda bis-akril kompozit (Vita CAD-temp) materyal grubumuzda sadece frez ve lazer uygulanan örneklerde 2 haftalık bekleme süresi sonrasında uygulanan makaslama testlerinde daha düşük sonuçlar elde edilmiştir. PMMA materyal grubunda anlamlı bir değişiklik kaydedilmemiştir. Jabbari ve ark.'nin öne sürdüğü termal siklus işleminin PMMA materyal üzerindeki yıkıcı etkisi çalışmamızda uyguladığımız 2 haftalık bekleme süresi sonrasında gözlenmemiştir.

Chay ve ark., yaptıkları çalışmada konvansiyonel geçici kron materyal (Protemp 3/Bis-akril kompozit ve Temporary Bridge Resin/PMMA) yüzeylerinde çeşitli pürüzlendirme yöntemleri uygulamışlardır. Yeşil taşlar kullanarak uygulanan pürüzlendirmeyi, 50 µm Al₂O₃ tozu ile uygulanan kumlama kadar etkin bulmamışlardır. Makaslama testini örneklerin yarısında bir hafta sonra diğer yarısında da bir ay sonra uygulamışlardır. Bis-akril kompozit materyal grubunda bağlanım dayanımlarında belirgin bir düşüş olduğunu ancak PMMA materyal grubunda istatistiksel olarak farklılık olmadığını ancak değerlerde anlamlı olmayan yükselişler olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar bis-akril kompozit (Protemp 3) materyalinin PMMA (TBR) materyaline göre daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (14). Çalışmamızda kullandığımız kumlama yöntemi araştırmacıların kullandığı kumlama yöntemiyle aynı olmasına rağmen

PMMA materyal grubunda daha fazla olmak üzere, bis-akril kompozit materyal grubunda da kumlama yapılan örneklerin bağlanım değerleri araştırmacıların bulduğu değerlerden daha yüksek çıkmıştır. CAD/CAM geçici materyallerin konvansiyonel geçici materyallerden mekanik özellik bakımından daha farklı olması, çalışmamızda kumlama yönteminden sonra silan uygulanması, bekleme sürelerinin farklı olması ve makaslama kuvvetinin farklı şekilde uygulanması değerlerdeki farklılığın nedeni olarak düşünülmektedir. Chay ve ark., bis-akril kompozit materyalinin daha başarılı sonuçlar verdiğini, uzun dönem ortodontik tedavilerde daha tercih edilebilir bir materyal olduğunu belirtmişlerdir. Bu konuda bazı araştırmacılar bis-akril kompozit materyalinin yapısında bulunan çapraz bağlı bifonksiyonel akrilatlar sayesinde yüksek mekanik özelliklere sahip olduklarını ve suya karşı dirençli olduklarını belirtmişlerdir (236, 237).

Rambhia ve ark., PEMA (Snap), bis-akril kompozit (Integrity, Protemp), PMMA (Jet) olmak üzere 4 farklı konvansiyonel geçici materyalinde % 38 fosforik asit uygulamasını takiben 2 farklı adeziv kullanılarak yapıştırma işlemi uygulamışlardır. 24 saat sonra uyguladıkları makaslama testlerinde bis-akril kompozit ve PMMA materyal gruplarında bulunan örneklerin bağlanım dayanımları değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olmadığını, PEMA materyal grubunda bulunan örneklerin ortalama bağlanım değerlerinin ise kabul edilen minimum bağlanım değerlerinden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (10). Çalışmamızda makaslama testlerini 24 saat sonra uyguladığımız bis-akril kompozit materyalinde % 9,6 HF asit uyguladığımız örneklerin bağlanım dayanımları çalışmada kaydedilen değerler ile uyumlu ancak PMMA materyal grubunda HF asit uygulanan örneklerin bağlanım dayanımı değerleri çalışmada kaydedilen değerlerden daha düşük sonuçlar vermiştir. Pürüzlendirme yönteminin farklı olması, adeziv olarak farklı yapıştırıcının kullanılması, uygulanan makaslama testlerindeki farklı protokoller ve kullanılan materyallerin çeşitliliğinin sonuçlarda da değişikliklere neden olduğu düşünülmektedir.

Blakey ve ark. polikarbonat kronlar üzerinde uyguladıkları elmas frez, % 9.6'lık HF asit ve 50 µm boyutundaki alüminyum oksit ile kumlama yöntemlerinin bağlanım direnci üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Yapısal olarak PMMA'a benzeyen polikarbonat kronların asit uygulamalarına karşı dirençli olduklarını bildirmişlerdir. En yüksek bağlanım değerleri kumlama yapılan grup ve sonrasında frez uygulanan gruplarda ölçülmüştür (21). Benzer olarak çalışmamızda da PMMA (Tempo CAD) materyal

grubunda % 9,6 'lık hidroflorik asit uyguladığımız örneklerin bağlanım dayanımları frez, MMA monomer uyguladığımız ve kumlama yaptığımız gruplara göre daha düşük bulunmuştur (Grup 2 (HF-24 saat-4,38±4,10), Grup 5 (HF-14 gün-6,65±4,37)). Ayrıca yine PMMA materyal grubumuzda en yüksek bağlanım değerleri kumlama yapılan grup ve takibinde frez uyguladığımız gruplarda kaydedilmiştir.

Cumerleto ve ark., prefabrike polimetil metakrilat kronlar üzerinde yaptıkları çalışmada silindirik elmas frez ile pürüzlendirme, yuvarlak elmas frez ile kavite açma ve 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama yöntemlerini uygulanmış, 24 saat ve 7 gün sonra uyguladıkları makaslama testlerinde en yüksek bağlanım direnç değerlerini kumlama yöntemi ile sağladıklarını belirtmişlerdir. En düşük bağlanım direnç değerlerini ise silindirik frez ile pürüzlendirilen kronlarda ölçmüşlerdir. Frez ile pürüzlendirme yönteminin daha invaziv uygulanması halinde bağlanım direncinin artabileceğini de rapor etmişlerdir. Bazı gruplarda 7 gün sonra uygulanan makaslama test sonuçlarında daha yüksek değerler elde edilmiştir (22). Araştırmacılar kumlama işleminin pratikte ağız içinde uygulanmasının hastaya verebileceği rahatsızlıklardan dolayı, kumlama işleminin geçici kronun laboratuvarında yapım aşamasında kronun bukkal yüzeyine uygulanmasını önermişlerdir. Çalışmamızda PMMA materyal grubunda bulunan örneklerde en başarılı bağlanım sonuçlarını 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama yönteminden sonra frez uygulama yöntemiyle elde edilmiştir (Grup (Frez-24saat-12,62±3,01), Grup 17 (Frez-14gün-10,77±3,13)).

Dias ve ark. akrilik rezinden yapılmış geçici kronlar üzerinde farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulamış ve % 37'lik ortofosforik asit uygulamasının tek başına yeterli olmadığını, silindirik elmas frez ile beraber uygulandığında bağlanım direncinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Örneklerine yüzey pürüzlendirme işlemleri sonrasında iki farklı yapıştırıcı rezin kullanarak braketleri yapıştırmış ve makaslama testlerini 24 saat sonra uygulamıştır. Transbond XT kullanılan grupların bağlanım değerleri minimum kabul edilen bağlanım değerlerinden düşük sonuçlar vermiştir. Otopolimerizan akrilik rezin kullanılan gruplarda ise yüksek bağlanım değerleri kaydedilmiştir (23). Çalışmamızda makaslama testlerinin 24 saat sonra uygulandığı PMMA materyal grubunda frez uygulanan örneklerin bağlanım dayanımları Dias ve ark.'nın kaydettiği değerlerden daha yüksek ölçülmüştür. Araştırmacıların adeziv olarak otopolimerizan akrilik kullandıkları gruplarda kaydedilen değerler çalışmamızdaki değerlere benzer sonuçlardır. Kullanılan

pürüzlendirme yöntem protokolleri, materyal çeşidi, makaslama testi uygulamaları sonuçların farklı olmasına neden olan parametreler olduğu düşünülmektedir.

Goymen ve ark. PMMA (Dentalon Plus), PEMA (Trim II), bis-akril kompozit (Structur Premium, Protemp 4), UDMA (Revotec LC) olmak üzere beş farklı konvansiyonel geçici kron materyalleri üzerine farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulamış ve termal siklus işlemi sonrasında uyguladıkları makaslama testlerinde en yüksek bağlanım direnç değerlerini tüm materyal gruplarında Er:YAG lazer uygulanan örneklerde ölçmüşlerdir. Bis-akril kompozit materyal gruplarında diğer materyal gruplarına göre daha başarılı sonuçlar elde edildiğini belirtmişlerdir. 50 µm Al₂O₃ kumu ile pürüzlendirme yapılan grupta daha yüksek olmak üzere % 37'lik fosforik asit uygulanan grupta da yakın değerler elde edildiğini bildirmişlerdir. Ancak bu değerler kabul edilen minimum bağlanım değerlerinden daha düşük olduğu için özellikle PMMA materyal grubunda kumlama ve asit uygulama yöntemlerinin başarılı sonuçlar vermeyeceğini savunmuşlardır (24). Çalışmamızda Er,Cr:YSGG uyguladığımız bis-akril kompozit ve PMMA materyal gruplarında elde ettiğimiz bağlanım değerleri sonuçları çalışmada belirtilen sonuçlarla benzerdir. Çalışmada olduğu lazer uygulaması sadece bis-akril kompozit grubumuzda minimum kabul edilen bağlanım değerlerinin üzerinde sonuçlar vermiştir. Ancak çalışmamızda kumlama yöntemiyle elde ettiğimiz yüksek bağlanım değerleri çalışmadaki değerlerle uyumlu değildir. Oluşan bu uyumsuzluğun çalışmamızda kullandığımız kumlama yöntemindeki farklılıklar ve araştırmacıların çalışmalarında termal siklus işlemini uygulamalarından dolayı olduğu düşünülmektedir (Tablo 7, Tablo 10 ve Tablo 13).

Maryanchik ve ark., farklı geçici kron materyalleri ve makaslama testi uygulama zamanlarının bağlanım dayanımına etkisini araştırmışlardır. Prefabrike akrilik kronlar, konvansiyonel PMMA (Alike) ve bis-akril kompozit (İntegrity) materyalleri üzerinde 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama işlemi sonrasında bağlanım değerleri karşılaştırılmış ve konvansiyonel materyallerde daha yüksek bağlanım dayanımı kaydedildiği bildirilmiştir. Makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı grupta bis-akril kompozit materyali daha yüksek bağlanım dayanımı göstermiş, 7 gün sonra uygulanan makaslama testinde ise materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Araştırmacılar PMMA materyal grubundaki örneklerin 7 gün sonra ölçülen bağlanım dayanımlarının daha yüksek olmasına sebep olarak örnek yüzeyi ve yapıştırıcı rezin

arasında gerçekleşen polimerizasyonun 7. güne kadar devam etmesini göstermişlerdir (198). Diğer araştırmacılar gibi Maryanchik ve ark. da bis-akril kompozit materyalinin başarılı makaslama testi sonuçları ve yüksek mekanik özelliklerinden dolayı daha çok tercih edilmesi gerekliliğini rapor etmişlerdir. Geçici kron materyallerinin fiziksel özelliklerini karşılaştıran bazı çalışmalarda bis-akril kompozit materyalinin diğer materyallere göre tamir ve manipülasyon kolaylığı, daha az porözite, düşük polimerizasyon büzüşmesi, daha iyi renk stabilitesi gibi özelliklere sahip olduğu belirtilmektedir (238, 239).

Razak ve ark, yaptıkları çalışmada prefabrike akrilik (PMMA) dişler üzerinde farklı yüzey hazırlık işlemleri uygulamıştır. 24 saat bekleme süresi sonrasında uygulanan makaslama testlerinde elmas frez ile beraber metil metakrilat monomer uygulamasının, 50 µm Al₂O₃ tozu ile uygulanan kumlamadan daha düşük bağlanım dayanımı sonuçlarını verdiğini ancak aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Akrilik yüzeylerde MMA monomer uygulaması sonrasında yüzeyel bir çözünme ve jel forma geçişe neden olmakta sonrasında “Semi-interpenetrating polymer network/IPN” adı verilen formasyon oluşmaktadır. Bu formasyondaki yüzeydeki adezyonu arttırmaktadır (199). Aynı şekilde Vergani ve ark. 'nın yaptıkları çalışmada MMA monomer uygulamasının akrilik yüzeylerde adezyonu arttırdığı belirtilmiştir (211). Çalışmamızda makaslama testlerini 24 saat sonra uyguladığımız PMMA materyal grubunda, MMA monomer uyguladığımız örneklerde kaydedilen bağlanım dayanımı değerleri, 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama yapılan örneklerde kaydedilen değerlerden daha düşük bulunmuştur. PMMA materyal grubumuzda bulunan örneklerde kaydedilen değerler yüksekten düşüğe sırasıyla Grup 8 (Al₂O₃-15,61±3,33), Grup 14 (Frez-12,62±3,01), Grup 26 (MMA-10,9±2,49), Grup 2 (HF-4,38±4,10), Grup 20 (Er,Cr:YSGG-4,05±1,74) olarak belirlenmiştir (Tablo 10). Razak ve ark.'nın frez ile beraber MMA monomer uyguladıkları örneklerin bağlanım değerleri farklı yüzey işlem uygulamalarından dolayı çalışmamızda sadece MMA monomer uygulanan örneklerin bağlanım değerlerinden yüksek olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda PEKK (Pekkton İvory) materyal grubunda örneklere uyguladığımız farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin ve farklı zamanlarda uyguladığımız makaslama testlerinin ortodontik braketlerin bağlanım dayanımı üzerinde etkileri incelenmiş ve 50 µm Al₂O₃ kumu ile pürüzlendirme yapılan grup hariç minimum bağlanım değerinin

altında sonuçlara ulaşılmıştır (Tablo 13). PEKK materyali ve yapıştırıcı rezin arasındaki bağlanma başarısızlığının nedeni olarak PEKK primer'inin kullanılmaması olduğu düşünülmektedir. Bağlanım dayanımı çalışmalarında ilk kez bizim kullandığımız PEKK materyali üzerinde uyguladığımız yüzey pürüzlendirme işlemlerinden sadece Al₂O₃ tozu ile kumlama protokolü etkili olmuştur. Yüksek mekanik özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde birçok alanda kullanılan PEKK materyalinin geçici kron materyali olarak kullanılabilmesi için daha çok çalışmaya ihtiyaç bulunmaktadır.

7.3. ARI Skoru Bulgularının Tartışılması

ARI skorları ile her ne kadar subjektif bir değerlendirme yapılsa da, kopma sonrası diş yüzeyinde kalan rezin miktarının sınıflandırılması ile kopma bölgesinin yüzdesini belirleyen faydalı bir indekstir. ARI skorlarındaki 3 skoru adeziv ile diş arasındaki; 0 skoru ise braket ile adeziv arasındaki yeterli mekanik retansiyonu, diğer skorlar koheziv kopmayı (adezivin kendi içindeki kopma) göstermektedir. Çalışmamızda çoğunlukla düşük skorlar görülmüş, kompozitin büyük kısmı braket kaidesi üzerinde kalmıştır. ARI skorlarını etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bunlar arasında braketleri yapıştırma yöntemi, braket kaidesinin şekli, yapıştırıcı rezinin tipi, dişin arktaki pozisyonu ve braketin koparılma tekniği gibi faktörler yer almaktadır (76, 240, 241).

Çalışmamızda elde edilen ARI skorları karşılaştırıldığında bis-akril kompozit materyal grubunda alüminyum oksit ile kumlama yapılan yüzeylerde yüksek değerler, frez uygulanan yüzeylerde ise en düşük değerler gözlemlenmiş, diğer yüzey pürüzlendirme grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmemiştir (Tablo 20). PMMA materyal grubunda tüm yüzey pürüzlendirme işlemleri sonrasında ARI skorlarında aynı ortancalar (1(0-2)) gözlemlenmiştir (Tablo 21). PEKK materyal grubunda ise kumlama yapılan örneklerde 1 ve 2 skorları, diğer örneklerde çoğunlukla 0 skoru görülmüş, yüzey pürüzlendirme işlemlerinin istatistiksel olarak etkisi bulunmamıştır (Tablo 22).

50 µm Al₂O₃ kumu ile pürüzlendirme yapılan tüm materyal gruplarında yüksek ARI skorları yine yüksek bağlanım değerleri ve yüksek ortalama Ra değerleri birbirleriyle uyumlu sonuçlar vermiştir. Yüksek bağlanım direnç değerlerinin materyal ve yapıştırıcı arasındaki adezyonun kuvvetli olmasına ve kopmaların daha çok koheziv gerçekleşmesine sebep olabileceği düşünülmüştür. Kumlama işlemi uygulanan tüm

materyal gruplarında yüksek bağlanım değerleri kaydedilmesine rağmen sadece bis-akril kompozit (2(0-3)) ve PEKK (1(0-2)) materyallerinde yüksek ARI skorları gözlemlenmiştir (Tablo 20, Tablo 22).

Jabbari ve ark., yüzeyi pürüzlendirilmeyen geçici kron materyaline uygulanan braketin ortodontik diş hareketi için gereken kuvvetlere dayanamayacak kadar düşük bağlanma direnci oluşturduğunu belirtmişlerdir. Daha yüksek bağlanım değerlerinin kaydedildiği bis-akril kompozit materyal grubunda yine ARI skorlarının çoğunlukla 2 ve 3 değerlerinde gözlemlendiği belirtilmiştir. Koheziv kopmalarda materyal yüzeyinde kalan adezivin temizlenmesinin zaman alacağını ancak yüzeyde herhangi bir bozulma riskinin de koheziv kopmalarda daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (9).

Cumerleto ve ark., prefabrike polimetil metakrilat kronlar üzerinde yaptıkları çalışmada silindirik elmas frez ile pürüzlendirme, yuvarlak elmas frez ile kavite açma ve alüminyum oksit ile kumlama yöntemleri uygulanmış ve frez grubunda daha çok 1 skorları, yüksek bağlanım değerlerinin kaydedildiği kumlama grubunda ise daha çok 2 skorları kaydettiklerini bildirmişlerdir (22). Çalışmamızın bulguları araştırmacının belirttiği sonuçlarla uyum içerisindedir.

Dias ve ark., yapıştırıcı olarak otopolimerizan kullandıkları gruplarda yüksek ARI skorları kaydettiklerini bildirmişlerdir. Akrilik kron kullandıkları çalışmada adeziv olarak Transbond XT uygulanan örneklerin ARI skorları 0,1 ve az sayıda da 3 değerlerini içermektedir. Bu sonuçlardan yola çıkarak araştırmacılar akrilik kronlarda akrilik monomer ve yapıştırıcıların başarılı adezyon sağladıklarını bildirmişlerdir (23).

Blakey ve ark. polikarbonat kronlar üzerinde elmas frez, % 9.6'lık HF asit ve 50 µm boyutundaki alüminyum oksit ile kumlama yöntemlerini uygulamış ve sadece kumlama yönteminin materyal ve adeziv arasındaki adezyonu arttırdığını diğer yöntemlerin materyal yüzeyinde minimal değişiklere neden olarak adezyonu anlamlı şekilde etkilemediğini belirtmiştir. Kumlama yöntemi uygulanan gruplarda 0 ve 1 skorlarını, diğer gruplarda ise sadece 0 skorunu gözlemlediklerini belirtmişlerdir (21).

Chay ve ark., yaptıkları çalışmada konvansiyonel geçici kron materyal yüzeyleri yeşil taşlar kullanılarak pürüzlendirilmiş ve bis-akril kompozit (Prottemp 3) materyalinin PMMA (Densply Caulk) materyaline göre braketlerin bağlanım dayanımlarında daha iyi

sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. PMMA materyal grubunda, bekleme süresi ve yöntem parametrelerinin ARI skorları üzerinde belirgin etkileri olmadığını ve skorların çoğunlukla 0 ve 1 olarak kaydedildiğini, çoğunlukla kopmanın yüzey ve yapıştırıcı arasında ve az sayıda da koheziv olarak gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Bis-akril kompozit grubunda daha yüksek değerlerde ARI skorları kaydedilmiştir. Makaslama testinin 1 ay sonra uygulandığı grupta 1 haftalık gruba göre daha yüksek değerler elde edilmiş yani kopmalar daha çok koheziv olarak görülmüştür. Bağlanım değerleri ve ARI skorları incelendiğinde sadece materyal grupları ele alındığında bağlanım değerleri ve kopmanın meydana geldiği yer arasında pozitif bağlantı kurulmuş olsa da yöntem gruplarında böyle bir bağlantı kurulamamıştır (14). Çalışmamızda en yüksek bağlanım değerleri tüm materyal gruplarında kumlama yönteminde kaydedilmiştir ancak en yüksek ARI skor ortancası yani kopmanın daha çok koheziv olması Vita CAD-temp ve PEKK materyal grubunda gözlemlenmiştir.

7.4. Profilometre Bulgularının Tartışılması

Çalışmamızda her materyal grubundan beşer örneğe yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmış ve profilometre cihazı yardımıyla yüzeylerin ortalama pürüzlülük değerleri hesaplanmıştır (Ra). Tüm materyal gruplarında en yüksek ortalama Ra değerleri 50 µm Al₂O₃ kumu ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeylerinde elde edilmiştir. Vita CAD temp materyalinde ortalama Ra değeri 26,202 µm, Tempo CAD materyalinde 22,177 µm ve Pekton İvory materyalinde 8,380 µm olarak hesaplanmıştır. En yüksek bağlanım dayanımı sonuçlarının yine bu yöntemle elde edilmesinin açıklaması, tarafımızca en yüksek ortalama Ra değerlerini sağlaması olarak kabul edilmiştir.

Bis-akril kompozit materyal grubunda HF asit (Ra:1,842), Er,Cr:YSGG lazer (Ra:1,968) ve MMA monomer (Ra:1,487) uygulamaları yüzeyde benzer değişikliklere neden olmuştur. Ortalamaları aynı olmalarına rağmen örneklerden alınan 3 boyutlu görüntülerde lazer uygulamasını yüzeyde daha derin çukurlara neden olduğu görülmüştür. Kumlama yönteminden sonra en yüksek ortalama pürüzlülük değeri frez uygulanan örnekte (Ra:3,828) ölçülmüştür (Tablo 28).

PMMA materyal grubunda HF asit (Ra:13,421) uygulanan yüzeyde daha yüksek olmak üzere Er,Cr:YSGG lazer (Ra:10,310) ve frez (Ra:11,710) uygulanan yüzeylerde benzer sonuçlar elde edilmiştir (Tablo 29). Frez ve MMA monomer uygulama yöntemleri

sonrasında örneklerde benzer bağlanım direnç değerleri kaydedilmesine rağmen MMA monomer uygulanan örnek yüzeyinde düşük değerde ortalama pürüzlülük değeri (Ra:1,248) kaydedilmiştir. Bu bilgilerden yola çıkarak materyal yüzeyi ve braket arasındaki adezyonun sadece mekanik bağlantıya değil aynı zamanda kimyasal bağlantıya da bağlı olduğu düşünülmüştür.

PEKK materyal grubunda frez (Ra:4,578) ve Er,Cr:YSGG lazer (Ra:4,992) uygulanan yüzeylerde benzer sonuçlar elde edilmiştir. Aynı şekilde HF asit (Ra:1,169) ve MMA monomer (Ra:1,353) uygulanan yüzeylerde de benzer değerler kaydedilmiştir (Tablo 30). Makaslama testinin 24 saat sonra uygulandığı materyal grubunda elde edilen bağlanım direnç değerlerinin yöntemlere göre sıralamasıyla, ortalama pürüzlülük değerlerinin sıralaması birbiriyle uyumlu haldedir.

Literatürde mevcut olan benzer çalışmalarda profilometre çalışması yapılmamış olduğundan karşılaştırma yapabileceğimiz ortalama Ra değerleri bulunmamaktadır. Ortodontik braket ve çeşitli restorasyon materyalleri arasında bağlanım dayanımını araştıran birçok çalışmada yüzeylerin pürüzlülüğünün ölçülmesinde kullanılmış olan profilometre cihazının geçici restorasyonlar üzerinde de kullanılması, yüzey pürüzlendirme işlemleri sonrasında meydana gelen değişikliklerin tespiti açısından gereklilik göstermektedir.

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Geçici CAD/CAM materyalleri üzerine yapıştırılan braketlerin bağlanım dayanımları materyal çeşidi ve kullanılan pürüzlendirme yöntemine bağlı olarak değişmektedir.
2. 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama yöntemi tüm materyal gruplarında en yüksek bağlanım dayanımı değerlerini sergilemiştir.
3. Er,Cr:YSGG lazer uygulaması tüm materyal gruplarında en düşük bağlanım dayanımı değerlerini sergilemiştir.
4. Er,Cr:YSGG lazer uygulaması sadece bis-akril kompozit materyalinde minimum bağlanım değerlerinin üzerinde sonuçlar vermiştir.
5. Bis-akril kompozit materyal grubu diğer materyal gruplarına göre daha başarılı sonuçlar vermiştir. Geçici restorasyonun uzun süreli kullanımını gerektiren ortodontik tedavilerde tercih edilmesi tavsiye edilebilir.
6. PMMA materyal grubunda metil metakrilat monomer uygulanması minimum bağlanım değerlerinin üzerinde sonuç vermiştir. Klinik olarak oldukça rahat uygulanabilen bu yöntem polimetil metakrilat yapısında olan geçici kronların yüzey hazırlığında tercih edilebilir.
7. PEKK materyal grubunda 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama hariç tüm yüzey pürüzlendirme işlemleri ortodontik braketlerin bağlanım dayanımında düşük değerlerle sonuçlanmıştır.
8. Örneklerin Makaslama testi öncesinde bekletilme sürelerinin braketlerin bağlanım dayanımı değerleri üzerinde anlamlı etkileri olmamıştır.

9. KAYNAKLAR

1. Powers JM, Kim HB, Turner DS (1997). Orthodontic adhesives and bond strengthtesting. *Seminars in orthodontics*, 147-156.
2. Buonocore MG (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research* 34(6): 849-853.
3. Newman GV (1965). Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *American journal of orthodontics* 51(12): 901-912.
4. Mizrahi E, Smith D (1969). Direct cementation of orthodontic brackets to dental enamel. An investigation using a zinc polycarboxylate cement. *British dental journal* 127(8): 371.
5. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E (1971). New direct bonding system for plastic brackets. *American journal of orthodontics* 59(4): 350-361.
6. Reynolds I (1975). A review of direct orthodontic bonding. *British journal of orthodontics* 2(3): 171-178.
7. Zachrisson BU (1977). A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American journal of orthodontics* 71(2): 173-189.
8. Gökalp S, Güçüz Doğan B, Tekçiçek M, Berberoğlu A, Ünlüer Ş (2007). Erişkin ve yaşlılarda ağız-diş sağlığı profili Türkiye-2004. *Hacettepe Diş Hekimliği Dergisi* 31: 11-18.
9. Al Jabbari YS, Al Taweel SM, Al Rifaiy M, Alqahtani MQ, Koutsoukis T, Zinelis S (2014). Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to four different provisional restorations. *Angle Orthodontist* 84(4): 649-655.
10. Rambhia S, Heshmati R, Dhuru V, Iacopino A (2009). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to provisional crown materials utilizing two different adhesives. *The Angle Orthodontist* 79(4): 784-789.

11. Heithersay GS (1973). Combined endodontic-orthodontic treatment of transverse root fractures in the region of the alveolar crest. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 36(3): 404-415.
12. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, ed, 1997. Learning 10: 40.
13. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S (2016). Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science* 24(3): 258-263.
14. Chay SH, Wong SL, Mohamed N, Chia A, Yap AUJ (2007). Effects of surface treatment and aging on the bond strength of orthodontic brackets to provisional materials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 132(5): 577. e577-577. e511.
15. Zachrisson BU, Buyukyilmaz T (1993). Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. *J clin orthod* 27(12): 661-675.
16. Zachrisson YØ, Zachrisson BU, Büyükyilmaz T (1996). Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 109(4): 420-430.
17. Simonsen R (1983). Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res* 62: 297.
18. Gillis I, Redlich M (1998). The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 114(4): 387-392.
19. Bourke B, Rock W (1999). Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. *Journal of Orthodontics* 26(4): 285-290.
20. Yassaei S, Moradi F, Aghili H, Kamran M (2013). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to porcelain following etching with Er: YAG laser versus hydrofluoric acid. *Orthodontics (Chic)* 14(1): e82-87.

21. Blakey R, Mah J (2010). Effects of surface conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to temporary polycarbonate crowns. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 138(1): 72-78.
22. Cumerlato M, Lima EMd, Osorio LB, Mota EG, Menezes LMD, Rizzato SMD (2017). Effect of surface treatment of prefabricated teeth on shear bond strength of orthodontic brackets. *Dental press journal of orthodontics* 22(4): 47-52.
23. Dias FMCS, Pinzan-Vercelino CRM, Tavares RRdJ, Gurgel JdA, Bramante FS, Fialho MNP (2015). Evaluation of an alternative technique to optimize direct bonding of orthodontic brackets to temporary crowns. *Dental press journal of orthodontics* 20(4): 57-62.
24. Goymen M, Topcuoglu T, Topcuoglu S, Akin H (2015). Effect of different temporary crown materials and surface roughening methods on the shear bond strengths of orthodontic brackets. *Photomedicine and laser surgery* 33(2): 55-60.
25. Graber TM SB (1985). *Orthodontics-Current Principles and Techniques*. St Louis, Mo: CV Mosby Company 138-146.
26. Proffit WR FH, Sarver DM (2007). *Biologic Basis of Orthodontic Therapy in Contemporary Orthodontics*. 4th ed Chicago, III: Mosby Elsevier 339-340.
27. Proffit W, Fields Jr H. (1993). *Contemporary Orthodontics* 2nd Ed. St. Louis: Mosby. Inc; p.
28. Proffit WR, Fields H, Ackerman J, Bailey L, Tulloch J. *Contemporary orthodontics*, 2000. Mosby Company.
29. Zachrisson B (1994). *Bonding in clinical orthodontics*. *Orthodontics: current principles and techniques* St Louis: CV Mosby: 570-583.
30. Linklater RA, Gordon PH (2003). Bond failure patterns in vivo. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 123(5): 534-539.
31. Matasa CG (1989). Adhesion and its ten commandments. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 95(4): 355-356.

32. RG C (1997). Restorative Dental Materials. Mosby Year Book 10th Ed.(St Louis).
33. Newman GV, Facq JM (1971). The effects of adhesive systems on tooth surfaces. American journal of orthodontics 59(1): 67-75.
34. Oonsombat C, Bishara SE, Ajlouni R (2003). The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics 123(5): 547-550.
35. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ (2000). The effect of repeated bonding on the shear bond strength of a composite resin orthodontic adhesive. The Angle Orthodontist 70(6): 435-443.
36. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Denehy G (2002). The effect of saliva contamination on shear bond strength of orthodontic brackets when using a self-etch primer. The Angle Orthodontist 72(6): 554-557.
37. Rix D, Foley TF, Mamandras A (2001). Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 119(1): 36-42.
38. Toledano M, Osorio R, Rosales-Leal J, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez M (2001). Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. American Journal of Dentistry 14(4): 205-210.
39. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ (2001). Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. The Angle Orthodontist 71(6): 466-469.
40. Hannig M, Reinhardt K, Bott B (1999). Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. Operative dentistry 24: 172-180.
41. Brännström M, Malmgren O, Nordenvall K (1982). Etching of young permanent teeth with an acid gel. American journal of Orthodontics 82(5): 379-383.

42. Brännström M, Nordenvall K, Malmgren O (1978). The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. *American journal of orthodontics* 74(5): 522-530.
43. Gorelick L (1977). Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealant-composite: a 12-month assessment. *American Journal of Orthodontics* 71(5): 542-553.
44. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR (1997). Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 111(5): 498-501.
45. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Jakobsen JR (2000). Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 118(3): 288-294.
46. Nordenvall K, Brännström M, Malmgren O (1980). Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: a comparison between 15 and 60 seconds of etching. *American journal of orthodontics* 78(1): 99-108.
47. Surmont P, Dermaut L, Martens L, Moors M (1992). Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: an in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 101(5): 414-419.
48. P. B (1994). *Contemporary composite materials*. Plovdiv, BG: Academica PH.
49. Pus MD, Way DC (1980). Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *American journal of orthodontics* 77(3): 269-283.
50. Graber TM VRVW (2005). *Orthodontics: Current principles and technique*. Elsevier Mosby 4th ed.
51. Vieira T, Valença A, Santiago B, Gondim B (2011). Antimicrobial activity of phosphoric acid associated or not associated with 2% chlorhexidine over dental biofilm bacteria. *Int J Dent* 10: 143-147.

52. Millett D, McCabe J (1996). Orthodontic bonding with glass ionomer cement. *The European Journal of Orthodontics* 18(1): 385-399.
53. Meng CL, Li CH, Wang WN (1998). Bond strength with APF applied after acid etching. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 114(5): 510-513.
54. Komori A, Ishikawa H (1999). The effect of delayed light exposure on bond strength: light-cured resin-reinforced glass ionomer cement vs light-cured resin. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 116(2): 139-145.
55. Hegde VS, Khataavkar RA (2010). A new dimension to conservative dentistry: Air abrasion. *Journal of conservative dentistry: JCD* 13(1): 4.
56. Charles A, Senkutvan R, Ramya R, Jacob S (2014). Evaluation of shear bond strength with different enamel pretreatments: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research* 25(4): 470.
57. Kocadereli Il, Canay Ş, Akça K (2001). Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 119(6): 617-620.
58. Canay Ş, Kocadereli Il, Akça E (2000). The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 117(1): 15-19.
59. Millett D, McCabe J, Bennett T, Carter N, Gordon P (1995). The effects of sandblasting on the retention of first molar orthodontic bands cemented with glass ionomer cement. *British journal of orthodontics* 22(2): 161-169.
60. Chung K, Hsu B, Berry T, Hsieh T (2001). Effect of sandblasting on the bond strength of the bondable molar tube bracket. *Journal of oral rehabilitation* 28(5): 418-424.
61. Brantley WA, Eliades T (2001). *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects* Thieme Stuttgart. New York.
62. Sasaki LH, Lobo PD, Moriyama Y, Watanabe I-S, Villaverde AB, Tanaka CS-I, Moriyama EH, Brugnera Jr A (2008). Tensile bond strength and SEM analysis of enamel

etched with Er: YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro. *Brazilian Dental Journal* 19(1): 57-61.

63. Klein AL, Rodrigues LK, Eduardo CP, Nobre dos Santos M, Cury JA (2005). Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *European Journal of Oral Sciences* 113(3): 239-244.

64. Visuri S, Gilbert J, Wright D, Wigdor H, Walsh Jr J (1996). Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *Journal of dental research* 75(1): 599-605.

65. Hibst R, Keller U (1989). Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in Surgery and Medicine* 9(4): 338-344.

66. HOSSAIN M, NAKAMURA Y, YAMADA Y, KIMURA Y, NAKAMURA G, MATSUMOTO K (1999). Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er: YAG laser irradiation with or without water mist. *Journal of clinical laser medicine & surgery* 17(3): 105-109.

67. Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels 3rd D (2002). 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1. Results and trends. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 36(10): 553.

68. Jost-Brinkmann P (1992). The effect of adhesive-layer thickness on bond strength. *J Clin Orthod* 26: 718-720.

69. Theodore MR HO, Edward JS. (2002). *Art and Science of Operative Dentistry*. Mosby

70. Chamda RA, Stein E (1996). Time-related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems: an in vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 110(4): 378-382.

71. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L (1997). Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 112(6): 617-621.

72. Millett D, Hallgren A, Cattanach D, McFadzean R, Pattison J, Robertson M, Love J (1998). A 5-year clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive. *The Angle orthodontist* 68(4): 351-356.
73. Anusavice K, Cascone P (2003). Dental casting and soldering alloys. *Phillips' science of dental materials* 11: 563-620.
74. Rueggeberg FA, Maher FT, Kelly MT (1992). Thermal properties of a methyl methacrylate-based orthodontic bonding adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 101(4): 342-349.
75. Zachrisson BU, Brobakken BO (1978). Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *American Journal of Orthodontics* 74(1): 62-78.
76. Oliver R (1988). The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 93(3): 196-200.
77. MA. E (1985). Debonding Orthodontic Adhesives. *Dent Hyg* 59: 364-370.
78. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C, Denehy GE (2004). Evaluation of modifying the bonding protocol of a new acid-etch primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist* 74(3): 410-413.
79. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G (2001). Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 119(1): 30-35.
80. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren J (2002). Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 121(3): 297-300.
81. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF (1999). Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 116(6): 616-620.

82. Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ (2004). Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 126(6): 717-724.
83. Kim S-S, Park W-K, Son W-S, Ahn H-S, Ro J-H, Kim Y-D (2007). Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 132(1): 71-76.
84. Mui B, Rossouw P, Kulkarni G (1999). Optimization of a procedure for rebonding dislodged orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist* 69(3): 276-281.
85. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ (2005). Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist* 75(5): 832-835.
86. Klocke A, Shi J, Kahl-Nieke B, Bismayer U (2003). Bond strength with custom base indirect bonding techniques. *The Angle Orthodontist* 73(2): 176-180.
87. Koo BC, Chung C-H, Vanarsdall RL (1999). Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 116(3): 346-351.
88. Murray SD, Hobson RS (2003). Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 123(1): 2-9.
89. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK (1998). The use of bovine enamel in bonding studies. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 114(5): 514-519.
90. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC (2003). The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 124(1): 74-82.
91. Atta MO, Smith BG, Brown D (1990). Bond strengths of three chemical adhesive cements adhered to a nickel-chromium alloy for direct bonded retainers. *The Journal of prosthetic dentistry* 63(2): 137-143.

92. Sperber R, Watson P, Rossouw P, Sectakof P (1999). Adhesion of bonded orthodontic attachments to dental amalgam: In vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 116(5): 506-513.
93. Zachrisson BU, Büyükyılmaz T, Zachrisson Y (1995). Improving orthodontic bonding to silver amalgam. *The Angle Orthodontist* 65(1): 35-42.
94. Büyükyılmaz T, Zachrisson BU (1998). Improved orthodontic bonding to silver amalgam. Part 2. Lathe-cut, admixed, and spherical amalgams with different intermediate resins. *The Angle Orthodontist* 68(4): 337-344.
95. Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 89(3): 268-274.
96. Andreasen GF, Stieg MA (1988). Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 93(4): 341-345.
97. Kao E, Boltz K, Johnston W (1988). Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 94(6): 458-468.
98. Newman SM, Dressler KB, Grenadier MR (1984). Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane. *American Journal of Orthodontics* 86(6): 503-506.
99. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R (1988). Orthodontic bonding to porcelain—bond strength and refinishing. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 94(3): 245-252.
100. Wood DP, Jordan RE, Way DC, Galil KA (1986). Bonding to porcelain and gold. *American journal of orthodontics* 89(3): 194-205.
101. Shahverdi S, Canay S, Sûahin E, Bilge A (1998). Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of oral rehabilitation* 25(9): 699-705.

- 102.Kao EC, Johnston WM (1991). Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneer laminates. *The Journal of prosthetic dentistry* 66(5): 631-637.
- 103.Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K (1995). Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *Journal of Prosthetic Dentistry* 73(5): 464-470.
- 104.Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H (2005). Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 128(5): 630-637.
- 105.Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM (1994). Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry* 72(4): 355-359.
- 106.Al Edris A, Al Jabr A, Cooley RL, Barghi N (1990). SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry* 64(6): 734-739.
- 107.Matinlinna J, Lassila L, Vallittu P (2006). Evaluation of five dental silanes on bonding a luting cement onto silica-coated titanium. *Journal of dentistry* 34(9): 721-726.
- 108.Zachrisson BU (2000). Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 117(5): 592-594.
- 109.Sorensen J, Kang S, Avera S (1991). Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dental Materials* 7(2): 118-123.
- 110.Özcan M (2003). Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods.
- 111.Eustaquio R, Garner LD, Moore BK (1988). Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 94(5): 421-425.
- 112.Winchester L (1991). Direct orthodontic bonding to porcelain: an in vitro study. *British journal of orthodontics* 18(4): 299-308.

- 113.Smales R, Webster D, Leppard P (1991). Survival predictions of four types of dental restorative materials. *Journal of dentistry* 19(5): 278-282.
- 114.Sarrett D, Coletti D, Peluso A (2000). The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dental Materials* 16(1): 62-67.
- 115.Puckett A, Holder R, O'Hara J (1991). Strength of posterior composite repairs using different composite/bonding agent combinations. *Operative dentistry* 16(4): 136-140.
- 116.Gordan VV, Shen C, Riley J, Mjör IA (2006). Two-Year Clinical Evaluation of Repair versus Replacement of Composite Restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 18(3): 144-153.
- 117.Crumpler D, Bayne S, Sockwell S, Brunson D, Roberson T (1989). Bonding to resurfaced posterior composites. *Dental Materials* 5(6): 417-424.
- 118.Kallio T, Lastumäki T, Vallittu P (2001). Bonding of restorative and veneering composite resin to somepolymeric composites. *Dental Materials* 17(1): 80-86.
- 119.Eli I, Liberman R, Levi N, Haspel Y (1988). Bond strength of joined posterior light-cured composites: comparison of surface treatments. *Journal of Prosthetic Dentistry* 60(2): 185-189.
- 120.Swift Jr E, LeValley B, Boyer D (1992). Evaluation of new methods for composite repair. *Dental Materials* 8(6): 362-365.
- 121.Cesar PF, Meyer PF, Miwa RC, Gastaldoni RJ (2001). Tensile bond strength of composite repairs on Artglass using different surface treatments. *American journal of dentistry* 14(6): 373-377.
- 122.Schneider W, Powers J, Pierpont H (1992). Bond strength of composites to etched and silica-coated porcelain fusing alloys. *Dental Materials* 8(3): 211-215.
- 123.Özcan M (2002). The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 87(5): 469-472.
- 124.Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20(1): 1-25.

- 125.Sadan A, Blatz MB, Lang B (2005). Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 1. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 25(3).
- 126.Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials* 28(4): 449-456.
- 127.Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H (2001). Fracture Resistance of Lithium Disilicate--, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *International Journal of Prosthodontics* 14(3).
- 128.Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ (2007). Mechanical and fracture behavior of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *dental materials* 23(1): 115-123.
- 129.Rojas-Vizcaya F (2011). Full Zirconia Fixed Detachable Implant- Retained Restorations Manufactured from Monolithic Zirconia: Clinical Report after Two Years in Service. *Journal of Prosthodontics* 20(7): 570-576.
- 130.Park J-H, Park S, Lee K, Yun K-D, Lim H-P (2014). Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 111(1): 20-29.
- 131.Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials* 24(3): 299-307.
- 132.Lawn BR, Deng Y, Thompson VP (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 86(5): 495-510.
- 133.Deng Y, Lawn BR, Lloyd IK (2002). Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 63(2): 137-145.
- 134.Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental materials* 15(6): 426-433.

- 135.Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry* 34(3): 195-206.
- 136.Chevalier J, Cales B, Drouin JM (1999). Low-temperature aging of Y - TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society* 82(8): 2150-2154.
- 137.Silva NR, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ (2010). Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials* 3(2): 863-896.
- 138.Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 92(6): 557-562.
- 139.Al-Amleh B, Lyons K, Swain M (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation* 37(8): 641-652.
- 140.Lung CYK, Kukk E, Matinlinna JP (2012). Shear bond strength between resin and zirconia with two different silane blends. *Acta Odontologica Scandinavica* 70(5): 405-413.
- 141.Matinlinna JP, Lassila LV (2011). Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *dental materials* 27(3): 273-280.
- 142.Bavbek NC, Roulet J-F, Ozcan M (2014). Evaluation of microshear bond strength of orthodontic resin cement to monolithic zirconium oxide as a function of surface conditioning method. *J Adhes Dent* 16(5): 473-480.
- 143.Dérاند P, Dérاند T (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics* 13(2).
- 144.Akın H, Ozkurt Z, Kırmalı O, Kazazoglu E, Ozdemir AK (2011). Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomedicine and laser surgery* 29(12): 797-802.

- 145.Lee J-Y, Kim J-S, Hwang C-J (2015). Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets using various zirconia primers. *The Korean Journal of Orthodontics* 45(4): 164-170.
- 146.Coldea A, Swain MV, Thiel N (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials* 29(4): 419-426.
- 147.Coldea A, Swain MV, Thiel N (2013). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 26: 34-42.
- 148.Elsaka SE (2016). Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology* 104(1): 68-76.
- 149.Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. *J Prosthodont* 6: 316-320.
- 150.Stiesch-Scholz M, Schulz K, Borchers L (2006). In vitro fracture resistance of four-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Dental Materials* 22(4): 374-381.
- 151.Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J (2015). *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book* Elsevier Health Sciences.
- 152.Burns DR, Beck DA, Nelson SK (2003). A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 90(5): 474-497.
- 153.Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DV (2005). Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 93(1): 70-75.
- 154.Sham AS, Chu FC, Chai J, Chow TW (2004). Color stability of provisional prosthodontic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 91(5): 447-452.
- 155.Goldberg A, Burstone C (1992). The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental materials* 8(3): 197-202.

156. Knobloch LA, Kerby RE, Pulido T, Johnston WM (2011). Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 106(2): 118-125.
157. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental materials* 27(4): 339-347.
158. Hamza TA, Rosenstiel SF, Elhosary MM, Ibraheem RM (2004). The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 91(3): 258-264.
159. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JM (1991). The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 66(6): 816-820.
160. Yazdanie N, Mahood M (1985). Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *Journal of Prosthetic Dentistry* 54(4): 543-547.
161. Hazelton LR, Nicholls JI, Brudvik JS, Daly CH (1995). Influence of reinforcement design on the loss of marginal seal of provisional fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics* 8(6).
162. Emtiaz S, Tarnow DP (1998). Processed acrylic resin provisional restoration with lingual cast metal framework. *Journal of Prosthetic Dentistry* 79(4): 484-488.
163. GÜTH JF, ALMEIDA E SILVA JS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D (2012). Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 24(5): 310-318.
164. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C (2013). Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *Journal of Prosthetic Dentistry* 109(5): 325-332.
165. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CH (2012). Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clinical oral investigations* 16(6): 1669-1677.

- 166.Starr FC (1952). Acrylic in jacket crowns and bridge pontics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2(4): 543-549.
- 167.DAHL BL, TRONSTAD L, SPÅGBERG L (1974). Biological tests of a temporary crown and bridge material. *Journal of oral rehabilitation* 1(3): 299-309.
- 168.Devlin H (1984). Acrylic monomer--friend or foe? *Quintessence of dental technology* 8(8): 511.
- 169.Antonoff SJ, Levine H (1981). Fabricating an acrylic resin temporary fixed prosthesis for an allergic patient. *Journal of Prosthetic Dentistry* 45(6): 678-679.
- 170.Crispin B, Watson J, Caputo A (1980). The marginal accuracy of treatment restorations: a comparative analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 44(3): 283-290.
- 171.Vahidi F (1987). The provisional restoration. *Dental clinics of North America* 31(3): 363-381.
- 172.LaVecchia L, Belott R, DeBellis L, Naylor WP (1980). A transitional anterior fixed prosthesis using composite resin. *Journal of Prosthetic Dentistry* 44(3): 264-266.
- 173.Sakaguchi R, Powers J (2011). *Craig's restorative dental materials*. Mosby-E lsevier. St Louis MO.
- 174.Zaimoğlu A. CG (2004). Sabit Protezler. *AÜ Basımevi* s.231-35.
- 175.C A (1996). Sabit Protezlerde Başarısızlık Nedenleri. *Türkiye Diş Hekimleri Vakfı, Ankara* s.14-62.
- 176.Boberick KG, Bachstein TK (1999). Use of a flexible cast for the indirect fabrication of provisional restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 82(1): 90-93.
- 177.Usumez A, Ozturk AN, Aykent F (2004). The effect of dentin desensitizers on thermal changes in the pulp chamber during fabrication of provisional restorations. *Journal of oral rehabilitation* 31(6): 579-584.

178. Moulding MB, Loney RW, Ritsco RG (1994). Marginal accuracy of indirect provisional restorations fabricated on poly (vinyl siloxane) models. *International Journal of Prosthodontics* 7(6).
179. Charbeneau GT (1988). *Principles and practice of operative dentistry* Lea & Febiger.
180. Christensen GJ (2003). The fastest and best provisional restorations. *The Journal of the American Dental Association* 134(5): 637-639.
181. EW PRS (1973). *Skinner's Science of dental materials*. Philadelphia WB 7th ed. (sounders co).
182. SR D (1982). Heat-processed acrylic resin provisional restorations: an in office procedure. *J Prosthet Dent* 48 (6): 673-675.
183. Wang RL, Moore BK, Goodacre CJ, Swartz ML, Andres CJ (1989). A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *International Journal of Prosthodontics* 2(2).
184. Passon C, Goldfogel M (1990). A direct technique for the fabrication of a visible light-curing resin provisional restoration. *Quintessence International* 21(9).
185. Khan Z, Razavi R, Von Fraunhofer J (1988). The physical properties of a visible light-cured temporary fixed partial denture material. *Journal of Prosthetic Dentistry* 60(5): 543-545.
186. Balkenhol M, Knapp M, Ferger P, Heun U, Wöstmann B (2008). Correlation between polymerization shrinkage and marginal fit of temporary crowns. *dental materials* 24(11): 1575-1584.
187. Balkenhol M, Ferger P, Mautner MC, Wöstmann B (2007). Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. *Dental Materials* 23(12): 1574-1583.
188. McLean J (1990). The failed restoration: causes of failure and how to prevent them. *International dental journal* 40(6): 354-358.

- 189.Poticny DJ, Klim J (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The Journal of the American Dental Association* 141: 5S-9S.
- 190.Gougaloff R, Stalley FC (2010). Immediate placement and provisionalization of a dental implant utilizing the CEREC 3 CAD/CAM Protocol: a clinical case report. *Journal of the California Dental Association* 38(3): 170-173, 176-177.
- 191.Göncü Başaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV (2011). Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design–computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontologica Scandinavica* 69(3): 144-150.
- 192.Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A, Jimbo R (2015). Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *Journal of Prosthetic Dentistry* 114(3): 414-419.
- 193.Yao J, Li J, Wang Y, Huang H (2014). Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112(3): 649-657.
- 194.Güth J-F, Dent M (2012). CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int* 43: 457-467.
- 195.Peñate L, Basilio J, Roig M, Mercadé M (2015). Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *Journal of Prosthetic Dentistry* 114(2): 248-253.
- 196.Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk B (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA-and composite-based polymers. *Clinical oral investigations* 19(8): 2007-2013.
- 197.Khng KYK, Ettinger RL, Armstrong SR, Lindquist T, Gratton DG, Qian F (2016). In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 115(5): 617-623.

198. Maryanchik I, Brendlinger EJ, Fallis DW, Vandewalle KS (2010). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to various esthetic pontic materials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 137(5): 684-689.
199. Wan Abdul Razak WS, Sherriff M, Bister D, Seehra J (2017). Bond strength of stainless steel orthodontic brackets bonded to prefabricated acrylic teeth. *Journal of orthodontics* 44(2): 105-109.
200. Årtun J, Bergland S (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American journal of orthodontics* 85(4): 333-340.
201. Masioli DLC, Almeida MAdO, Masioli MA, Almeida JRMd (2011). Assessment of the effect of different surface treatments on the bond strength of brackets bonded to acrylic resin. *Dental Press Journal of Orthodontics* 16(1): 37-47.
202. Thean HP, Chew C-L, Goh KI (1996). Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. *Quintessence International* 27(6).
203. Usumez A, Inan O, Aykent F (2004). Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 71(1): 196-200.
204. Tugut F, Akin H, Mutaf B, Akin GE, Ozdemir AK (2012). Strength of the bond between a silicone lining material and denture resin after Er: YAG laser treatments with different pulse durations and levels of energy. *Lasers in medical science* 27(2): 281-285.
205. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K (2002). Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er, Cr: YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 26(3): 263-268.
206. Shahabi S, Ebrahimpour L, Walsh L (2008). Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er, Cr: YSGG laser radiation. *Australian dental journal* 53(2): 172-175.

- 207.Eversole L, RizoIU I (1997). Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium: YSGG laser-powered hydrokinetic system. *The Journal of the American Dental Association* 128(8): 1099-1106.
- 208.Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K (2003). Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er, Cr: YSGG laser irradiation in vitro. *Journal of oral rehabilitation* 30(5): 515-521.
- 209.Malekafzali B, Asnaashari M, Javadi F (2017). Comparison of marginal microleakage of flowable composite restorations in primary canine teeth prepared with high-speed diamond bur, Er: YAG laser and Er, Cr: YSGG laser. *Laser therapy* 26(3): 195-202.
- 210.Franzen R, Kianimanesh N, Marx R, Ahmed A, Gutknecht N (2016). Fracture forces of dentin after surface treatment with high speed drill compared to er: Yag and er, cr: Ysgg laser irradiation. *Analytical Cellular Pathology* 2016.
- 211.Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET, Pavarina AC (2000). Effect of surface treatments on the bond strength between composite resin and acrylic resin denture teeth. *International Journal of Prosthodontics* 13(5).
- 212.Lee K-S, Shin M-S, Lee J-Y, Ryu J-J, Shin S-W (2017). Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *The journal of advanced prosthodontics* 9(5): 350-357.
- 213.Hioki M, Shin-Ya A, Nakahara R, Vallittu PK, Nakasone Y, Shin-Ya A (2007). Shear bond strength and FEM of a resin-modified glass ionomer cement—effects of tooth enamel shape and orthodontic bracket base configuration. *Dental materials journal* 26(5): 700-707.
- 214.Heikkinen TT, Matinlinna JP, Vallittu PK, Lassila LV (2009). Dental zirconia adhesion with silicon compounds using some experimental and conventional surface conditioning methods. *Silicon* 1(3): 199-202.

215. Matinlinna JP, Choi AH, Tsoi JKH (2013). Bonding promotion of resin composite to silica-coated zirconia implant surface using a novel silane system. *Clinical oral implants research* 24(3): 290-296.
216. Matinlinna JP, Tsoi JKH, de Vries J, Busscher HJ (2013). Characterization of novel silane coatings on titanium implant surfaces. *Clinical oral implants research* 24(6): 688-697.
217. Özcan M, Vallittu PK, Peltomäki T, Huysmans M-C, Kalk W (2004). Bonding polycarbonate brackets to ceramic: effects of substrate treatment on bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 126(2): 220-227.
218. Durgesh BH, Al Hijji S, Al Kheraif AA, Ramakrishnaiah R, Basavarajappa S, Al Sharawy M, Matinlinna JP (2015). A novel silane system as a primer for orthodontic bonding—A pilot study. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 62: 101-106.
219. Ferracane JL (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials* 22(3): 211-222.
220. Hajrassie MK, Khier SE (2007). In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 131(3): 384-390.
221. Ivković N, Božović D, Ristić S, Mirjanić V, Janković O (2013). The residual monomer in dental acrylic resin and its adverse effects. *Contemporary materials* 1(4): 84-91.
222. Zeppieri IL, Chung C-H, Mante FK (2003). Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 124(4): 414-419.
223. Maijer R, Smith D (1981). Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *American journal of orthodontics* 79(1): 20-34.
224. Reisner KR, Levitt HL, Mante F (1997). Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 111(4): 366-373.

- 225.Eliades T, Brantley W (2000). The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *The European Journal of Orthodontics* 22(1): 13-23.
- 226.Stanford SK, Wozniak WT, Fin P (1997). The need for standardization of test protocols. *Seminars in orthodontics*, 206-209.
- 227.Eliades T, Katsavrias E, Zinelis S, Eliades G (2004). Effect of loading rate on bond strength. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 65(4): 336-342.
- 228.Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G (2002). Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 122(3): 260-266.
- 229.Droese V, Diedrich P (1992). Research on the tensile bond strength of bracket bases coated with metal plasma. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 53(3): 142-152.
- 230.Stout KJ, Blunt L (2000). *Three dimensional surface topography* Elsevier.
- 231.Ersahan S, Sabuncuoğlu FA (2016). Effect of surface treatment on enamel surface roughness. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 50(1): 1.
- 232.ARICI S, Tamer T, Mete Ö (2000). Rezinle Güçlendirilmiş Bir Cam-iyonomer Simanla Ortodontik Braket Yapıştırılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2(3).
- 233.Bowen R, Rodriguez MS (1962). Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *The Journal of the American Dental Association* 64(3): 378-387.
- 234.Retief D (1974). Failure at the dental adhesive—etched enamel interface. *Journal of oral rehabilitation* 1(3): 265-284.
- 235.Newman GV, Newman RA, Sun BI, Ha J-LJ, Ozsoylu SA (1995). Adhesion promoters, their effect on the bond strength of metal brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 108(3): 237-241.

236. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA (2002). Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 87(2): 225-228.
237. Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH (1999). Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 82(5): 525-528.
238. Wood M, Halpern BG, Lamb MF (1984). Visible light-cured composite resins: an alternative for anterior provisional restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 51(2): 192-194.
239. Bell Jr TA (1989). Light-cured composite veneers for provisional crowns and fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry* 61(3): 266-267.
240. Hobson RS, McCabe JF, Rugg-Gunn AJ (2002). The relationship between acid-etch patterns and bond survival in vivo. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 121(5): 502-509.
241. Sinha PK, Nanda RS, Duncanson MG, Hosier MJ (1995). Bond strengths and remnant adhesive resin on debonding for orthodontic bonding techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 108(3): 302-307.

10. EKLER

Ek 1. Özgeçmiş

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

T.C. Kimlik/Pasaport No : 60691363778
Soyadı, Adı : BAŞOĞLU, Hande
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi ve Yeri : 10/04/1990 - Trabzon
Medeni Hali : Bekar
Telefon : 0 (462) 3774732
Faks : 0 (462) 3253017
E-Posta : basogluhande@gmail.com
Yazışma Adresi : KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D.

EĞİTİM BİLGİLERİ

<u>Derece</u>	<u>Mezun Olduğu Kurumun Adı</u>	<u>Mezuniyet Yılı</u>
Lisans/Yüksek Lisans	Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak.	2013
Lise	Trabzon Lisesi	2008

AKADEMİK / MESLEKİ DENEYİMİ

<u>Görevi</u>	<u>Kurum</u>	<u>Süre (Yıl-Yıl)</u>
1. Araştırma Görevlisi	KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2014 -

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Ortodonti

YAYINLAR / BİLDİRİLER

B. Uluslararası ve Ulusal Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler

1. Başoğlu H, ÖZEL M B, Dudak ve Damak Yarığına Bağlı Olarak Maksillanın Geride Konumlandığı Bir Bireyin Rigid External Distraction (RED) ile Tedavisi: Vaka raporu.
15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi 1-5 Ekim 2016 Ankara, Türkiye.

