



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRMELERİ YAPILMIŞ
MONOLİTİK ZİRKONYA, FELDSPATİK PORSELEN VE
HİBRİT PORSELEN MATERYALİ İLE ORTODONTİK METAL
ATAŞMAN ARASI BAĞLANTI DİRENCİNİN VE DEBONDING
SONRASI YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN
İN-VİTRO İNCELENMESİ**

Dt. İrem KURT

DOKTORA TEZİ

ANKARA

2016



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRMELERİ YAPILMIŞ
MONOLİTİK ZİRKONYA, FELDSPATİK PORSELEN VE
HİBRİT PORSELEN MATERYALİ İLE ORTODONTİK METAL
ATAŞMAN ARASI BAĞLANTI DİRENCİNİN VE DEBONDING
SONRASI YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN
İN-VİTRO İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. İrem KURT

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Çağla ŞAR

ANKARA, 2016

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ortodonti Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Dt. İrem Kurt tarafından yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 05/09/2016

Tez Konusu: : “Farklı Yüzey Pürüzlendirmeleri Yapılmış Monolitik Zirkonya, Feldspatik Porselen ve Hibrit Porselen Materyali İle Ortodontik Metal Ataşman Arası Bağlantı Direncinin ve Debonding Sonrası Yüzey Özelliklerinin İn Vitro İncelenmesi”

TEZ DANIŞMANI: Doç. Dr. Çağla ŞAR

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof. Dr. Zafer Çehreli

Hacettepe Üniversitesi

Prof. Dr. Ayça Arman Özçirpıcı

Başkent Üniversitesi

Prof. Dr. Ömür Polat Özsoy

Başkent Üniversitesi

Doç. Dr. Burçak Kaya

Başkent Üniversitesi

Doç. Dr. Çağla Şar

Marmara Üniversitesi

ONAY: Bu tez, Başkent Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulunun .09 / .09 / 2016 tarih ve .14.2... Karar Sayısı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Rengin ERDAL
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora hayatım boyunca ve tezimin her aşamasında büyük sabır, titizlik ve hoşgörüyle değerli vaktini bana ayıran; bilimsel katkı ve motivasyonu ile örnek aldığım, bir danışmandan çok ablam kadar benden ilgisini ve desteğini esirgemeyen çok sevgili danışman hocam Doç.Dr. Çağla ŞAR'a,

Tezimin başlaması ve ilerlemesinde önemli katkısı olan, her türlü yardım ve desteğiyle her zaman yanımda olan, her türlü bilimsel tecrübesini paylaşan sayın hocam Prof. Dr. Zafer ÇEHRELİ'ye,

Anabilim Dalı Başkanı ünvanından çok daha fazla anlam ifade eden, gerek mesleki gerekse hayat tecrübesiyle bana birçok konuda yol gösteren, bıkmadan usanmadan ortodontiyi öğretmek için tüm enerjisini ve ilgisini veren değerli hocam Prof.Dr. Ayça ARMAN ÖZÇIRPICI'ya,

Ortodonti eğitimim boyunca emek ve bilgilerini hiçbir zaman esigemeyen ve ortodonti eğitimime katkıda bulunan çok değerli hocalarım Prof.Dr. Ömür POLAT ÖZSOY ve Doç.Dr. Burçak KAYA'ya,

Desteklerini ve dostluklarını her zaman hissettiğim çok sevgili çalışma arkadaşlarım ve ortodonti ailesinin vazgeçilmez üyeleri çok değerli sekreter ve teknisyen arkadaşlarıma,

Her konuda yardımcı, desteği ve sevgisiyle hayatımı güzel ve anlamlı kılan, kıymetli dostum, canım kız kardeşim Uzm. Dt. Hande TOSUN'a, her zaman yanımda olan, desteklerini hep üzerimde hissettiğim ve beni hiç yalnız bırakmayan canım dostlarım Uzm. Dt. Ahmet KAŞIKCIOĞLU, Uzm. Dt. Cansu KÖSOĞLU SEÇGİN, Dt. Sinem KÖSEM, Uzm. Dt. Melih ÖZDEDE, Yrd. Doç. Dr. Emre TOSUN ve Dt. Tuğçe YILMAZ'a,

Sonsuz emek, sevgi ve destekleri ile beni bugünlere getiren, her zaman yanımda olan, mesleki tecrübesiyle her zaman daha başarılı olmam için çabalayan, kızı olmaktan gurur duyduğum canım babam, çok değerli hocam Prof. Dr. Bülent Cumhur ULUDAĞ'a, varlığından her zaman güç aldığım, koruyucu meleğim, en kıymetlim, canım annem Özlem ULUDAĞ'a, en büyük sırdaşım, destekçim, mutluluk kaynağım, kardeşim Barkın ULUDAĞ'a, tanıştığımız günden beri desteğini ve ilgisini üzerimden esirgemeyen, her anımda yüzümü güldürmeyi başaran, hayat arkadaşım, çok sevgili eşim Mehmet Hakan KURT'a,

Sonsuz Teşekkürler.

ÖZET

İrem Kurt, Farklı Yüzey Pürüzlendirmeleri Yapılmış Monolitik Zirkonya, Feldspatik Porselen ve Hibrit Porselen Materyali İle Ortodontik Metal Ataşman Arası Bağlantı Direncinin ve Debonding Sonrası Yüzey Özelliklerinin *İn-Vitro* İncelenmesi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti, Doktora Tezi, 2016.

Bu çalışmanın amacı feldspatik porselen, hibrit seramik ve monolitik zirkon yüzeylerine farklı yüzey pürüzlendirme teknikleri uygulanarak yapıştırılan ortodontik ataşmanların bağlanma dirençlerinin değerlendirilmesi ve bu yüzeylerde kabul edilebilir bağlanmayı sağlayacak en uygun yöntemin tespit edilmesidir. Ayrıca debonding yapılan restorasyon yüzeylerinin artık kompozitin temizlenmesi sonrası yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi de amaçlanmıştır. Çürüksüz 30 adet insan 2. küçük azı dişi, 56 adet feldspatik porselen, 56 adet monolitik zirkon ve 56 adet hibrit seramik çalışmada kullanılmıştır. Materyaller randomize olarak 4 deney grubuna ayrılmıştır (n=14): 1. Hidroflorik asit ile pürüzlendirme + silan; 2. Al₂O₃ ile kumlama + silan; 3. SiO₂ ile kumlama; 4. Elmas frez ile pürüzlendirme + silan. Diş grubu için yalnızca ortofosforik asit ile pürüzlendirme yapılmıştır. Restorasyonu tamamlanan dişler ve materyaller 37°C'deki distile suda 7 gün bekletildikten sonra 5-55°C aralığında 1000 devir termal siklus uygulaması yapılmıştır. Örnekler, Universal test cihazına sokularak bağlanma dirençleri ölçülmüştür. Butonları sökülen örneklerdeki artık kompozit fiber kompozit frezlerle (stainbuster) temizlenip porselen kiti ile parlatılmıştır. Daha sonra optik profilometre cihazına sokularak 3 boyutlu yüzey pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır. Buton kaidelerinde ise SEM'de ARI skorlaması hesaplanmıştır. Veriler istatistiksel olarak Kolmogorov Smirnov, Levene, Mann Whitney U ve Kruskal Wallis testleriyle değerlendirilmiştir. Materyallerin birbirleriyle ve diş kontrol grubuyla yapılan karşılaştırmaları sonucunda en yüksek bağlanma direnci feldspatik porselen grubunun HF asit ile pürüzlendirmesinde elde edilmiştir (p<0.001). HF asit uygulanan materyal gruplarında bağlanma dirençleri diğer alt gruplardan ve kontrol diş grubundan yüksek bulunmuştur (p<0.001). Ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) incelendiğinde; en yüksek sonuçlar seramik+Al₂O₃, enamic+Al₂O₃ ve elmas frezin bütün materyallerle kombinasyonu için bulunmuştur (p<0.0038).

Anahtar kelimeler: Bağlanma direnci, optik profilometre, yüzey pürüzlülüğü, ARI, non-kontakt profilometre

ABSTRACT

İrem Kurt, An *In-Vitro* Evaluation of Shear Bond Strength Between Orthodontic Attachment and Monolithic Zirconia, Feldspathic Porcelain, Hybrid Porcelain After Different Surface Conditioning Methods and Surface Properties After Debonding. Başkent University Health Sciences Institute Doctorate Thesis in Orthodontics, 2016.

The aim of this study is to evaluate shear bond strength between orthodontic attachment and monolithic zirconia, feldspathic porcelain, hybrid porcelain after different surface conditioning methods in order to find out the best bonding method on surfaces and to evaluate surface properties after debonding and polishing. Non-cariou 30 human second premolar teeth, 56 feldspathic porcelain, 56 monolithic zirconia and 56 hybrid porcelain were randomly divided into 4 subgroups (n=14/each): 1. Hydrofloric acid etch + silane; 2. Al₂O₃ air abrasion + silane; 3. Silicoating (SiO₂); 4. Diamond bur + silane. Control teeth group is etched with orthophosphoric acid gel. The specimens were stored in deionized water at 37°C for seven days and then subjected to thermocycling. The specimens were tested in Universal Instron machine to evaluate the shear bond strengths. Residual composite were removed after debonding with fiber composite burs (stainbuster) and polished with the porcelain polishing kit. Then the specimens tested on three dimensional white light interferometry to evaluate surface properties by taking 3D images. Scanning electron microscope is used to evaluate ARI scores on button mesh bases. Data analysis was performed by using Kolmogorov Smirnov, Levene, Mann Whitney U ve Kruskal Wallis tests statistically. The highest shear bond strength value was found for HF acid etched feldspathic porcelain group (p<0.001). When HF acid etched subgroups were compared with other surface conditioning methods in all material and teeth groups, the shear bond values were found higher (p<0.001). According to the average surface roughness (Ra) values; the highest results were obtained for ceramic+Al₂O₃, enamic+Al₂O₃ and all diamond bur subgroups (p<0.0038).

Key words: shear bond strength, optical profilometry, surface roughness, ARI, non-contact profilometry

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Mine Yüzeyine Direkt Bonding	5
2.1.1. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi	5
2.1.1.1. Asit ile pürüzlendirme	5
2.1.1.2. Kuşlama ile hava abrazyonu	6
2.1.1.3. Lazer ile pürüzlendirme	7
2.1.2. Yapıştırma Ajanları.....	7
2.2. Dental Restorasyonlara Direkt Bonding.....	9
2.2.1. Amalgam yüzeyine direkt bonding.....	9
2.2.2. Porselen yüzeyine direkt bonding.....	10
2.2.3. Kompozit yüzeyine direkt bonding.....	13
2.2.4. Zirkonya yüzeyine direkt bonding	14
2.2.5. Hibrit Seramik Yüzeyine Direkt Bonding	17
2.3. Deneyler İçin Örneklerin Hazırlanması ve Test Cihazları	17
2.3.1. Hazırlanan örneklerin test cihazına aktarılması.....	17
2.3.2. Hazırlanan örneklerin saklanması	18
2.3.3. Deneyler için kullanılan test cihazları	18
2.3.4. Uygulanan kuvvetin şekli ve yönü	19
2.3.5. Ortodontik debonding ve temizleme sonrası yüzey özelliklerini değerlendirilme yöntemleri	19
2.3.5.1. Taramalı elektron mikroskobu.....	19

2.3.5.2. Profilometre	20
2.3.5.2.1. Kontakt profilometre	20
2.3.5.2.2. Optik profilometre	20
3. MATERYAL ve METOD	23
3.1. Örneklerin Hazırlanması	23
3.2. Termal Siklus İşlemi	29
3.3. Kopma (Shear-Bond) Testi	29
3.4. Debonding Sonrası Ataçman Yüzeylerinin SEM’de İncelenmesi.....	30
3.5. Artık Kompozitin Temizlenmesi Sonrası Yüzeylerin Optik Profilometrede İncelenmesi	32
3.6. İstatistiksel Değerlendirme.....	33
4. BULGULAR	35
4.1. Bağlanma Direnci Testi Bulguları	35
4.1.1. Pürüzlendirme tiplerine göre materyallerin SBS bulguları.....	36
4.1.2. Materyallerin kendi içinde pürüzlendirme tiplerine göre yapılan ikili karşılaştırma bulguları	36
4.1.3. Diş kontrol grubu ve diğer materyaller arasındaki SBS bulguları	37
4.2. ARI Bulguları	38
4.2.1. Kullanılan materyal ve uygulanan pürüzlendirme tiplerine göre ARI bulguları.....	38
4.2.2. Uygulanan pürüzlendirme tiplerine göre yapılan karşılaştırma bulguları	39
4.2.3. Materyallerin kendi içinde pürüzlendirme tiplerine göre yapılan ikili karşılaştırma bulguları	39
4.2.4. Materyal gruplarının diş kontrol grubu ile arı bulgularının karşılaştırılması	39
4.3. Optik Profilometre Bulguları.....	43
4.3.1. Kullanılan materyallerin uygulanan pürüzlendirme tiplerine göre pürüzlülük bulguları.....	43
4.3.2. Materyal tiplerine göre pürürlülük bulguları	45
4.3.3. Pürüzlendirme tiplerine göre pürüzlülük bulguları	47

4.3.4. İşlem gören ve görmeyen diş grubunun işlem görmeyen materyal ve materyal alt gruplarıyla ikili karşılaştırma bulguları	50
4.3.4.1. Diş kontrol grubu ile materyallerin alt grupları arasında yapılan karşılaştırma bulguları	50
4.3.4.2. İşlem görmeyen diş ile işlem görmeyen materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin ikili karşılaştırma bulguları	52
4.3.4.3. İşlem görmeyen materyal ile işlem gören materyal gruplarının karşılaştırma bulguları	52
4.3.4.4. Diş kontrol grubu (ortofosforik asit ile pürüzlendirilen diş) ile işlem görmemiş materyallerin karşılaştırma bulguları	54
4.3.4.5. Diş kontrol grubu ile işlem görmemiş diş grubunun karşılaştırma bulguları	54
4.3.4.6. İşlem görmeyen diş grubunun işlem gören materyal alt gruplarıyla karşılaştırma bulguları	55
5. TARTIŞMA	62
5.1. Amacın Tartışılması	62
5.2. Materyal ve Metodun Tartışılması	63
5.3. Bulguların Tartışılması	69
5.3.1. SBS bulgularının tartışılması	69
5.3.2. ARI bulgularının tartışılması	71
5.3.3. Yüzey pürüzlülüğü (SR) bulgularının tartışılması	72
6. SONUÇ	79
KAYNAKLAR	80

ŞEKİLLER

Şekil

2.1.	Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde kullanılan parametreler	22
3.1.	Örneklerin hazırlanmasında kullanılan Micracut 201 cihazı	24
3.2.	6 mm x 7 mm x 2 mm şeklinde kesilen zirkon örneklerin deney aşamaları için akril bloklara gömülmüş hali	24
3.3.	6 mm x 7 mm x 2 mm şeklinde kesilen porselen örneklerin deney aşamaları için akril bloklara gömülmüş hali	25
3.4.	6 mm x 7 mm x 2 mm şeklinde kesilen hibrit porselen örneklerin deney aşamaları için akril bloklara gömülmüş hali	25
3.5.	30 adet diş yüzeyinin deney aşamaları için akril bloklara gömülmüş hali	26
3.6.	Çalışmada kullanılan ortofosforik asit, primer ve kompozit	26
3.7.	Silan uygulama aşamasında kullanılan kit	27
3.8.	Çalışmada kullanılan ağız içi kumlama cihazı ve Al ₂ O ₃ kumu	27
3.9.	Çalışmada kullanılan SiO ₂ (Cojet) kumu	28
3.10.	Deneyde kullanılan ışık cihazı	29
3.11.	Universal Instron Cihazı	30
3.12.	Akril bloğa gömülmüş ortodontik ataşmanın bağlanma dayanım testi işlemi	30
3.13.	Deneyde kullanılan SEM cihazı	31
3.14.	Hesaplamalarda kullanılacak buton kaidesinin SEM görüntüsü	31
3.15.	Porselen parlatma kiti	32
3.16.	Fiberglass (stainbuster) frezi	32
3.17.	Deneyde kullanılan optik profilometre cihazı	33
4.1.	Enamic elmas frez grubu buton kaidesi SEM görüntüsü	40
4.2.	Enamic Al ₂ O ₃ grubu buton kaidesi SEM görüntüsü	40
4.3.	Enamic Cojet buton kaidesi SEM görüntüsü	41
4.4.	Enamic HF asit buton kaidesi SEM görüntüsü	41
4.5.	Feldspatik porselen elmas frez grubu buton kaidesi SEM görüntüsü	41

4.6.	Feldspatik porselen Al_2O_3 grubu buton vkaidesi SEM görüntüsü	41
Şekil		
4.7.	Feldspatik porselen Cojet grubu buton kaidesi SEM görüntüsü	42
4.8.	Feldspatik porselen HF asit grubu buton kaidesi SEM görüntüsü	42
4.9.	Monolitik Zirkon elmas frez grubu buton kaidesi SEM görüntüsü	42
4.10.	Monolitik Zirkon Al_2O_3 grubu buton kaidesi SEM görüntüsü	42
4.11.	Monolitik Zirkon Cojet grubu buton kaidesi SEM görüntüsü	43
4.12.	Monolitik Zirkon HF asit grubu buton kaidesi SEM görüntüsü	43
4.13.	Diş kontrol grubu buton kaidesi SEM görüntüsü	43
4.14.	Deney örneklerinin Optik Profilometre EDS görüntüleri	57
	A: İşlem görmemiş diş grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	57
	B: Diş kontrol grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	58
	C: İşlem görmemiş enamic grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	58
	D: Enamic Al_2O_3 grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	58
	E: Enamic Cojet grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	58
	F: Enamic elmas frez grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	59
	G: Enamic HF asit grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	59
	H: İşlem görmemiş feldspatik porselen grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	59
	I: Feldspatik porselen Al_2O_3 grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	59
	J: Feldspatik porselen Cojet grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	60
	K: Feldspatik porselen elmas frez grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	60
	L: Feldspatik porselen HF asit grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	60
	M: İşlem görmemiş monolitik zirkon grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	60
	N: Monolitik zirkon Al_2O_3 grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	61

O: Monolitik zirkon Cojet grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	61
P: Monolitik zirkon elmas frez grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	61
R: Monolitik zirkon HF asit grubu 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü	61

TABLULAR

Tablo

4.1. Materyal ve pürüzlendirme türlerine göre kuvvet düzeyleri	35
4.2. Diş kontrol ve alt gruplara göre kuvvet düzeyleri	37
4.3. Materyal ve pürüzlendirme türlerine göre ARI skorları	38
4.4. Materyal ve pürüzlendirme türlerine göre ARI yüzdeleri	38
4.5. Diş kontrol ve alt gruplara göre ARI skorları	40
4.6. Diş kontrol ve alt gruplara göre ARI yüzdeleri	40
4.7. Materyal ve pürüzlendirme türlerine göre pürüzlülük düzeyleri	44
4.8. Diş kontrol grubunun materyal alt gruplarına göre pürüzlülük düzeyleri	50
4.9. Alt gruplara ve işlem görmemiş gözlemlere göre pürüzlülük düzeyleri	51
4.10. İşlem görmeyen diş grubu ile işlem gören diğer materyaller arasında profilometre ölçümleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar	55

1. GİRİŞ

Ortodonti pratiğinde mine ile braket arası bağlantının, tedavi süresince yeterli bağlanma başarısına sahip olabilmesi için ağız içi faktörler göz önüne alınmalıdır. Tükürük, kan gibi vücut sıvıları bağlanma başarısını olumsuz etkilerken, kullanılan yüzey pürüzlendirme yöntemleri ve yapıştırma ajanları da braketin bağlanmasında önemli rol oynamaktadır. Braketin yüzeye bağlanma başarısı azaldıkça ortodontistin hasta başında harcadığı zaman ve maliyet de artmaktadır. Günümüze kadar yapılan birçok çalışmada ideal braket-mine yüzeyi bağlantısının elde edilebilmesi için farklı yöntemler denenmiştir. İlk defa 1955 yılında Buonocore, mine yüzeyine %85'lik fosforik asit uygulayarak bağlanma kuvvetinin arttığını bildirmiştir (1). Akrilik içerikli dolgu materyallerinin diş yüzeyine tutunmasını sağlamak amacıyla yapılan bu uygulama mine yüzeyinin kimyasal olarak değiştirilebileceğini kanıtlamıştır (2). Newman ise ortodontik kuvvetlere dayanabilen epoksi rezin sistemi ile ortodontik ataşmanları direkt olarak diş yüzeyine yapıştırmaya başlamıştır. Smith, çinko poli karboksilat simanları tanıtmış ve bu simanlarla braketlerin yapıştırılabildiğini rapor etmiştir (3). 1970'lerde farklı materyallerle yapıştırma üzerine çok sayıda çalışma yayınlamıştır. Miura ve ark., modifiye edilmiş trialkil boran katalizör içeren farklı bir akrilik rezin tanımlamışlardır (3). Aynı dönemde ortodonti dünyasına giren diakrilat rezinler bağlanma direncini artırmak ve boyutsal sabitliği sağlamak için geliştirilmiştir (4). Bu yıllarda farklı direkt ve indirekt yapıştırma sistemleri kullanılmış ve sonuç olarak mine yüzeyine asit uygulanarak braket yapıştırılmasının ortodontide standart bir protokol olduğu kabul edilmiştir (5).

Teknoloji ve estetik materyallerde meydana gelen değişikliklerle birlikte hastaların kişisel gelişime verdikleri önem artmakta ve ortodontik tedaviye başvuran erişkinlerin sayısı çoğalmaktadır. Ülkemizde 1997 yılında yapılan istatistiksel bir çalışmaya göre 1970'de erişkin ortodonti hastalarının oranı %3 iken, 1990'lı yılların başında %25'e kadar çıkmıştır ve bu sayının son yıllarda giderek arttığı bilinmektedir (6).

Ortodontide ataşmanların yapıştırılması işlemi erişkin hastalarda daha karmaşık olabilmektedir; çünkü erişkin hastaların çoğunda dental restorasyonlar mevcuttur. Bu restorasyonlar feldspatik porselen ve hibrit porselen olabildiği gibi son yıllarda diş hekimliği pratiğine giren zirkonyum esaslı seramik restorasyonlar da hem estetik hem de dayanıklılık açısından tercih edilmeye başlanmıştır (7). Başlarda opak yapısı nedeniyle sadece alt yapı materyali olarak kullanılan zirkonyum günümüzde yüksek translüsent özellikli tiplerinin piyasaya sürülmesiyle hem çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgelerde hem de estetiğin tercih edildiği anterior bölgelerde kullanım alanı bulmuştur. Yeni teknik ve materyallerin gelişmesi ile birlikte bu restorasyonların yüzeyine ortodontik ataşman yapıştırılmasında klinik olarak kabul edilebilir bir bağlanma direncine ulaşılmıştır. Porselen yüzeyine direkt yapıştırma yapılabilmesi için yapıştırıcı materyalin tutunmasını engelleyen glazürlü porselen yüzeyinde birtakım değişiklikler yapmak gereklidir. Bu amaçla yüzeyin mekanik olarak hazırlanabilmesi için taş, frez veya zımpara gibi pürüzlendirici elemanların kullanımının yanı sıra alüminyum oksit ile kumlama da gündeme gelmiştir. Zirkonya klinik pratiğine yakın zamanda giren bir materyal olması nedeniyle, yüzeyine ortodontik ataşmanların yapıştırılması konusunda çok az çalışma mevcuttur. CAD/CAM sistemiyle uygulanan hibrit seramikler, hem seramik hem de kompozitin yapısal avantajlarını taşımaktadır. Hibrit seramiklerin yüzey hazırlığı konusunda zirkonya materyalinde olduğu gibi, yeterli veri mevcut değildir.

Literatürde porselen yüzeyine braket yapıştırma prosedürleri incelendiğinde; Newman ve ark., yüzeyi pürüzlendirilmeden porsele uygulanan kompozitin ortodontik diş hareketi için gereken kuvvetlere dayanamayacak kadar düşük bağlanma direnci oluşturduğunu ortaya koyarlarken, Smith ve ark., silan kullanılmaksızın cilalanmış porselen yüzeyin sadece pürüzlendirilmesinin klinik olarak yetersiz sayılabilecek bir bağlanma sağladığı saptamışlardır (8,9). Başka bir çalışmada ise yapıştırma işleminden önce porselen yüzeyinin yeşil taşlarla pürüzlendirilmesi gerektiğinden söz edilmiştir (10). Ancak yapılan tüm araştırmalarda yeşil taşlar, elmas frezler veya zımpara diskleri ile yapılan aşındırmanın porselenin glazür tabakasında geri dönüşümsüz hasara neden olduğu, braketlerin çıkarılması sonrası porselen içerisinde çatlaklar veya kopmalar meydana gelebileceği de vurgulanmıştır

(11). Porselen yüzeyine tutunmayı sağlamak amacıyla alüminyum oksit ile kumlama yapılarak da yüzeyde mekanik değişiklik sağlanabilir. Bu işlem için ağız içi kumlama cihazları kullanılmaktadır. Uygulamadaki amaç, braketin yapıştırılması için yüzey alanını artırmak ve yüzey gerilimini azaltmaktır. Zachrisson ve ark., elmas frezler veya yeşil taşlarla aşındırılan yüzeylere çıplak gözle bakıldığında pürüzlü görüldüğünü ancak elektron mikroskopunda büyütüldüğünde söz konusu yüzeylerin yeterince pürüzlü olmadığını belirtmişlerdir (12). Yine aynı araştırmacılar yaptıkları başka bir çalışmada 50 µm alüminyum oksitle kumlamanın porselen içinde mikro çatlaklara yol açan yeşil taşlara tercih edilmesi gerektiğini ortaya koymuşlardır (13).

Restorasyon yüzeylerine direkt yapıştırmayı sağlayabilmek için mekanik pürüzlendirmenin yanı sıra kimyasal ajanlarla pürüzlendirme de yapılmaktadır. Bu amaçla ortodontistler, porselen yüzeylerin mikro tutuculuğunu artırmak için asit uygulaması işlemini gündeme getirmişlerdir (14). Bunlardan en sık kullanılanı %9.6'lık Hidroflorik (HF) asittir. HF asit, porselen yüzeyinde mikro pürüzler oluşturarak mekanik tutuculuk sağlar. Bu sayede ortodontik ataşmanların porselen yüzeyine bağlanma direncinin artırıldığı birçok çalışmada rapor edilmiştir (13,15–17). HF asitin diğer kimyasal ajanlara göre porselen yüzeyinde daha fazla pürüzlendirme oluşturduğu savunulsa da (18) uygulamanın yumuşak dokularda toksik ve iritan olması dezavantaj oluşturmaktadır (12,16,17). Araştırmacılar bu konvansiyonel mekanik tutunma sistemlerine alternatif olarak kimyasal tutunma sistemleri üzerinde de çalışmalarda bulunmuşlardır. Akrilik ve metal arasındaki bağlanma direncini artırmak amacıyla Guggenberger 'Rocatec System'i tanıtmıştır (12). Kumlama sistemi yoluyla yüzeyde bir silika tabakası oluşturan bu cihaz, 110 µm boyutunda silisik asitle modifiye edilmiş alüminyum oksit toz ile yüzeyi kumlayarak silan uygulamaktadır. Günümüzde ise sistem geliştirilerek ağız içinde uygulanabilir hale getirilmiştir (19,20). Mekanik ve kimyasal tutuculuğu kombine eden tribokimyasal silika kaplama tekniğinde yüzey, 30 µm'luk silisik asitle modifiye alüminyum oksit ile kumlanmaktadır. Bu tekniğin ortodontide yapıştırma amacıyla kullanımında silika kaplamanın yeterli bağlanma direnci sağladığı savunulmuştur (21).

Bu bilgilerin ışığında, bu çalışma ile feldspatik porselen, hibrit seramik ve zirkon yüzeylerine farklı yüzey pürüzlendirme teknikleri uygulanarak yapıştırılan

ortodontik ataşmanların bağlanma dirençlerinin değerlendirilmesi ve bu yüzeylerde kabul edilebilir bağlanmayı sağlayacak en uygun yöntemin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca debonding yapılan restorasyon yüzeylerinin artık kompozitin temizlenmesi sonrası yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi çalışmanın bir başka amacıdır. Bu çalışmada dört başlangıç hipotezi test edilmiştir:

1. Ortodontik ataşmanın direnci yapıştırılan yüzeyin cinsinden etkilenmemektedir.
2. Ortodontik ataşmanın bağlanma direnci, yüzey pürüzlendirme tekniklerinden etkilenmemektedir.
3. Debonding sonrası yüzey pürüzlülüğü yüzeyin cinsinden etkilenmemektedir.
4. Debonding sonrası yüzey pürüzlülüğü uygulanan yüzey pürüzlendirme tekniklerinden etkilenmemektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mine Yüzeyine Direkt Bonding

2.1.1. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi

Ortodontik ataşmanların yapıştırılacağı mine yüzeyinde yapıştırıcının tutunmasını önleyebileceği düşünülen organik ve inorganik materyaller mevcuttur ve pürüzlendirmeden önce bunların temizlenmesi için araştırmacılar flor içermeyen sulandırılmış pomzayı düşük devirli mikromotorda kullanılan kıl fırça ya da lastik disk yardımıyla uygulamışlardır (22–29). Bazı çalışmalarda mine yüzey temizliğinin tutuculuk oranını etkilemediği bildirilse de, tutuculuk ile ilgili çoğu çalışmada bu işlemin 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 (24–28,30–32). Dişlerin topografik yüzey yapılarını standartize etmek amacıyla bazı çalışmalarda 200 ya da 600 gridli silikon karbid frezler kullanılarak mine yüzeylerinin düzleştirildiğinden bahsedilmiştir (33–36). Ancak cilalama esnasında kullanılan yöntemlerin minede farklı düzeylerde kayba neden olduğu, lastik disk kullanıldığında 5 mikron, kıl fırça ve pomza kullanıldığında ise 10,7 mikron mine kaybı olduğu rapor edilmiştir (37).

2.1.1.1. Asit ile pürüzlendirme

Minenin sağlıklı olduğu durumlarda, ortodontik ataşmanların direk yapıştırılması için yeterli yüzey pürüzlülüğüne sahip olmaması nedeniyle mikromekanik bağlanmayı arttırıcı işlemler uygulanması gündeme gelmiştir.

İlk olarak Bounocore tarafından kullanılan fosforik asit ile yüzey pürüzlendirme tekniği bu amaçla tanıtılmıştır (1). Minenin asitlenmesi, yüzeyde mikroporöz alanlar oluşmasına ve asitlenen mine prizmalarının derinliklerine yapıştırıcının nüfuz etmesine olanak sağlar (25,38–40). Asit uygulaması sonucu

kalsiyum sülfat ve kalsiyum monofosfat yan ürünleri açığa çıkmaktadır ve fosforik asiti yıkama süresi arttıkça braketlerin de yüzeye tutunma oranları artmaktadır (40).

Yüzey pürüzlendirme protokolü olarak en çok kullanılan asit tipi olan Fosforik asitin konsantrasyonu ve uygulama süresi gibi mekanik bağlanmayı etkileyebilecek faktörler birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir. Araştırma sonuçları fosforik asitin % 30 ile % 40 arasındaki konsantrasyonlarda kullanıldığında yeterli tutuculuk sağladığını göstermiştir (41,42). Asit uygulama süresinin yüzey tutuculuğu üzerindeki etkisini inceleyen araştırmalarda % 37'lik fosforik asitin 15 saniye ve 60 saniye süre ile uygulanması arasında bağlanma gücü açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir (43). Asidin mine yüzeyinde 60 saniyeden fazla tutulması dişin mine tabakasında fazla çözünme meydana getirerek tutuculuğu önemli derecede azaltmaktadır. Botushanov, sürenin 60 saniyenin üzerine çıkarıldığı durumlarda, yüzeyde çözülmeyen kalsiyum çökeltileri oluştuğunu ve bunun da kompozit tutuculuğunu azalttığını bildirmiştir (44). Aynı şekilde asidin yüzeyde 5 saniyeden daha az bırakıldığı durumlarda yine tutuculuk belirgin derecede azalmaktadır (36,41). Scanning Elektron Mikroskobu (SEM) ile yapılan çalışmalar sonucunda % 37'lik fosforik asit uygulamasında bağlanma için en uygun sürenin 30 saniye olduğu belirlenmiştir (45). Mine yüzeyine asit uygulamasının; yüzeyde kayba neden olması, normalden fazla porözite meydana gelmesi sonucu dişin renklenme riskinin artması, beyaz nokta lezyonlarının oluşması ve ağız hijyeninin yetersiz olduğu vakalarda braket etrafındaki asitlenmiş minenin dekalsifikasyon için uygun ortam yaratması ve braket sökümü esnasında mine- yapıştırıcı arasında meydana gelen kopmalarda minede çatlak ya da kırık oluşması gibi dezavantajlar mevcuttur (46-48).

2.1.1.2. Kuşlama ile hava abrazyonu

Mine yüzeyini pürüzlendirme yöntemlerinden bir diğeri de kuşlamadır. Hava basıncı ile mine yüzeyine alüminyum oksit partikülleri uygulanarak, mine üzerinde mikroetching sağlanmaktadır. Yapılan çalışmalarda yalnızca kuşlama ile elde edilen tutuculuk oranı geleneksel asitleme yöntemiyle elde edilen oranın %50'si kadar olduğu belirtilmektedir (16,48,49). Millett ve ark., çalışmalarında, mine yüzeyine alüminyum oksit tozlarını püskürterek yüzeyde pürüzlülük elde etmişler, ancak

tutuculuğun düşük olduğunu rapor etmişlerdir (50). Başka bir çalışmada ise asitle pürüzlendirilen mine yüzeyine ortodontik braketin bağlanma dayanıklılığının, kumlama ile pürüzlendirmeye göre daha fazla olduğu belirtilmiştir. Ancak klinik olarak bu iki yöntemin de kabul edilebilir bağlanma kuvvetine sahip olduğu bildirilmiştir (51).

2.1.1.3. Lazer ile pürüzlendirme

Pürüzlendirme tekniği olarak tercih edilen bir başka yöntem ise lazerdir. Mine yüzeyindeki su moleküllerini mikro-yıkıcı etkisi ile yıkıma uğratarak mekanik retansiyon sağlamaktadır. Diğer asitle pürüzlendirme yöntemlerine göre daha düşük oranda tutuculuk sağladığı bildirilmiştir (52). Ancak yapılan bazı çalışmalarda lazer ile pürüzlendirilen minenin asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyine oranla daha dirençli olduğu da rapor edilmiştir (53,54). Luis ve ark., lazer uygulaması sonucunda mine yüzeyinde elde edilen pürüzlülüğü asit uygulaması sonucu elde edilen pürüzlendirme ile karşılaştırmışlar ve elde ettikleri örnekleri SEM de incelemişlerdir (55). Asit ile pürüzlendirilen grupta mine yüzeyinde düzenli yapıda pürüzlülük görülürken, lazer uygulanan mine yüzeyinde daha düzensiz pürüzlü yapı olduğu tespit edilmiştir. Bağlanma kuvvetleri incelendiğinde, yalnızca lazer uygulanan grupta geleneksel asit uygulanan gruba oranla düşük değerler elde edildiğini, en yüksek bağlanma direncinin ise asit ve lazerin kombine edildiği durumlarda sağlandığını rapor etmişlerdir.

ER:YAG lazer diş hekimliğinde çürük mine ve dentinin uzaklaştırılmasında, pulpal dokularda herhangi bir negatif termal etki oluşturmadan başarıyla kullanılmaktadır (56). Uygun dozlarda kullanıldığında mine yüzeyinde düzensiz pürüzlülük elde edilerek kompozit ve mine arasında bağlanma sağlayabilmektedir (57,58).

2.1.2. Yapıştırma Ajanları

Kompozit, 'materyallerin fiziksel karışımı' olarak tanımlanmakta ve genel yapısı, karışıma katılan tüm materyallerin fiziksel özellikleri tarafından belirlenmektedir. Diş hekimliği pratiğinde kullanılan kompozitler, bir taşıyıcı

ortamdan ve bu ortamın içinde dağılmış halde bulunan doldurucu partiküllerden meydana gelmektedir. Dental kompozitler, polimerizasyonda rol oynayan akrilik monomer ortam ve içerisinde dağılmış halde bulunan silika cam partiküllerinden oluşmaktadır. Kompozitin içerisindeki silika partiküllerin avantajı, yapıya mekanik dayanıklılık vermek, ışık geçirgenliğini sağlamak, kompozitin ısısız genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltmaktır. Akrilik monomer kısmın avantajı ise kompozite akışkanlık özelliği vermenin yanı sıra polimerizasyonun gerçekleşmesini sağlamaktır (59).

Günümüzde ortodonti pratiğinde kullanılan yapıştırıcı ajanlar akrilik ve diakrilat reçineler olmak üzere iki ana grupta toplanmaktadır (60–62). 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) (60).

Her iki reçine de organik yapılarına erimiş silikat, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat, baryum florid ve kristalize kuartz, gibi inorganik maddelerin ilave edilip edilmemesine göre doldurucu içeren veya doldurucusuz yapıştırıcı ajanlar olarak iki gruba ayrılmaktadır. Bahsedilen bu inorganik maddeler, kompozite renk doğallığı, dayanıklılık, polimerizasyon büzülmesinin önlenmesi ve radyoopasite gibi özellikler kazandırmaktadır. Doldurucu materyallerin boyut farklılıklarına bağlı olarak yapıştırıcı özellikleri de değişmektedir. Örneğin boyutları 3 ile 20 mikron arasında değişen büyük kuartz veya silika cam partikülleri aşınmaya karşı direnç kazandırmaktadır. Boyutları 0,2 ile 3 mikron gibi küçük olduğu zaman plak birikim oranı daha az olmaktadır. Ancak partikül boyutları küçüldükçe aşınmaya karşı dirençsiz olan pürüzsüz yüzey özellikleri göstermektedirler (38).

Ortodonti pratiğinde ışıkla polimerize olan Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Calif, ABD) araştırmacılar tarafından sıklıkla tercih edilmektedir (25,30,31,63–76).

2.2. Dental Restorasyonlara Direkt Bonding

Ortodontik tedavinin erişkin hastalar tarafından günümüzde sıkça tercih edilmesiyle birlikte ortodontistlerin de hasta ağızında farklı materyallerden oluşan restorasyonlara braket yapıştırma işlemi sıklık kazanmıştır. Seramik, metal içerikli kron-köprü protezleri, büyük azı dişlerinde amalgam ve kompozit restorasyonlar erişkin hastalarda sıklıkla karşılaşılan restorasyonlardandır. Yapıştırma ajanlarının ve tekniklerinin gelişmesiyle bu tip mine harici yüzeylere de ortodontik ataşmanları yapıştırmak mümkün olmuştur.

2.2.1. Amalgam yüzeyine direkt bonding

Erişkin ortodonti hastalarında özellikle azı dişlerinin bukkal yüzlerinde amalgam restorasyonlar mevcuttur. 1. molar dişler genç yaşlarda ağızda sürdüğünden, erişkin hastalarda uzun yıllardır fonksiyon görmektedir ve çoğu erişkin hastada bu dişler zamanla madde kaybına uğrayarak dental restorasyonlarla tedavi edilmektedir. Yapılan bu uygulamalar ise ortodontik ataşman yapıştırmayı oldukça zorlaştırmaktadır. Amalgam restorasyonlara ataşman yapıştırmak için sırasıyla uygulanması gereken işlemler;

1. Yüzey pürüzlendirmesi
2. Bağlanma direncini artıracak ara rezin (bond) kullanımı
3. Metale kimyasal olarak bağlanabilen yapıştırıcı rezin kullanımınıdır.

Amalgam yüzeyinin pürüzlendirilmesi için yukarıda bahsedilen prosedürün haricinde uygulanan işlemler kumlama veya elmas frezle aşındırmadır (12).

Metal yapıları amalgam restorasyona kimyasal olarak bağlanmayı artırmak için iki farklı tipte rezin içerikli yapıştırıcı mevcuttur. Bunlar; 4-META rezinler ve 10-MDP bisGMA rezinlerdir. 4-META içerikli rezinler 1970'li yılların sonuna doğru geliştirilmiş olup hem metal alaşımlara hem de diş sert dokularına bağlanma özelliğine sahiptir. Bu yapıdaki rezinler 4-metakriloksietil trimellitat anhidrid ve tributilboran monomerlerin karıştırılması ve polimer yapıları tozun monomer likide eklenmesi ile

aktivasyona uğrar. 10-MDP (10-metakrilooksidesil dihidrojen fosfat) bir fosfat esteridir ve yapıştırıcının etki mekanizması krom, kobalt ve nikel gibi metal oksitlerine kimyasal olarak, metal yüzeylere ise mekanik olarak bağlanmaktadır (77,78). Dolduruculu bisGMA rezin olan Panavia EX bu grubun en iyi örneğidir.

Yapılan in-vitro çalışmalar, amalgam yüzeye bağlanma değerlerinin dişlerdeki mineye bağlanma değerlerine göre oldukça düşük olduğunu bildirmektedir (79). Kumlama yapılmış amalgam yüzeyine bağlanma direnci 3,4–6,4 MPa arasında iken kontrol grubuna (mine yüzeyi) bağlanma direnci 13,2 MPa olarak bulunmuştur. 4-META rezin en yüksek bağlanma direncine sahip olmasına rağmen ara rezin+bisGMA içerikli yapıştırıcı da olumlu ve karşılaştırılabilir sonuçlar vermiştir (80). Başka bir çalışmada ise 3 tip amalgam yüzeyde farklı ara rezinler test edilmiş ve 4-META içerikli primerler daha başarılı ve uygulanabilir bulunmuştur (79).

2.2.2. Porselen yüzeyine direkt bonding

Diş hekimliğinde kullanılan kron ya da laminate gibi porselen restorasyonlara ortodontik ataşmanların yapıştırılması pratik uygulamada bir problemdir. Dental restorasyonlarda sıklıkla kullanılan seramik materyalleri (81);

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

Porselen üzerine yapıştırma yapabilmek için öncelikle yüzey değiştirme işlemleri uygulanmalıdır. Porselende yapılacak mekanik değişiklikler glaze tabakasının kaldırılmasını ve yapıştırıcı ajanın mekanik tutuculuğu için gerekli yüzey pürüzlendirilmesini içermektedir. Mekanik pürüzlendirme taş ve diskler yardımıyla (12,13,15) ya da kumlama (8–11) yoluyla yapılabilir.

Porselen yüzeyinin pürüzlendirilmesi, primer uygulanması ve yüksek dolduruculu rezin kullanılarak yapıştırılmasının yeterli bağlanma direnci sağladığını

belirten birçok çalışma mevcuttur (11,82). Ancak elde edilen sonuçları yeterli bulmayan araştırmalar da literatürde bulunmaktadır (8,83). Literatürde bahsedilen bu çalışmalara ek olarak bağlanma direncinin braketler sökülürken porselen yüzeyine zarar verecek kadar yüksek olduğu ve porselenin glaze tabakasına geri dönüşümsüz olarak zarar verildiği de rapor edilmiştir (8,10,84).

Porselen yüzeyinde değişiklik yapabilmek için en sık kullanılan kimyasal ajan hidroflorik asittir (HF) (12,18). Asidüle edilmiş fosfat florür (APF) ve lazer kullanımı da yüzey pürüzlendirme işleminde kullanılmaktadır (85).

Yüzeye uygulanan asit ajanlar porselen-rezin bağlantısını arttıracak şekilde pürüzlü bir yapı oluşmasını sağlarlar. Günümüzde kullanılan porselenler oldukça benzer kimyasal formüllere sahiptirler. Ancak içerikleri, kristal yapıları, partikül boyutları ve üretim şekilleri birbirinden farklı olduğu için asit uygulamasına karşı verdikleri tepkiler değişkenlik göstermektedir. Porselenin yapısında bulunan alumina seramiğın direncini artırır ve hidroflorik asidin etkinliği üzerinde de önemli bir role sahiptir. Ancak alumina, kimyasal ataklara karşı çok dayanıklı olması sebebiyle yüzeyin istenilen boyutta asitlenmesine olanak sağlamaz. Bu nedenle feldspatik porselenlere kompozit rezinlerin bağlanma direnci alüminöz porselenlere bağlanma dirençlerinden daha yüksektir (86). HF asidin sıklıkla %9,6'lık jel formu kullanılmaktadır. Çevre yumuşak dokuda toksik etkisi olması nedeniyle HF asit uygulamadan önce çalışılan alanın dikkatli bir şekilde izole edilmesi ve çekiş kuvveti yüksek olan tükürük emici yardımıyla iyice durulanması gereklidir (87).

HF asitin dokudaki toksik ekisi nedeniyle araştırmacılar asidüle fosfat florür (APF) kullanımını denemişlerdir. APF porselen yüzeyinde daha düz ve homojen bir poröz alan oluşturmuştur. Araştırmacılar %1,23'lük APF'nin 10 dakika süreyle uygulanmasının %9,6'lık HF asitin 4 dakika uygulanmasına eşdeğer bağlanma direnci sağladığını rapor etmişlerdir. Ancak uygulama süresinin uzunluğu nedeniyle %4'lük APF'nin 2 dakika süreyle uygulanmasını önermişlerdir (87) .

Pürüzlendirilen yüzeyin yapıştırma işlemine hazırlanabilmesi için porselen – kompozit arası bağlanmayı sağlayan silan ajanı geliştirilmiştir. Silan,

organofonksiyonel grup, birleştirici kısım ve hidrolize olabilen alkoksil gruptan oluşmaktadır. Dental amaçlı kullanılan silanlar 3-metakriloiloksipropiltrimetoksilan içerir, ancak solvent yapıları farklılık gosterir (88).

Porselen yüzeylere ortodontik ataşmanların yapıştırılması işlemi sırasıyla anlatılan şekilde uygulanır;

1. Hidroflorik asitin uygulanacağı alandaki dişler ve yumuşak dokular jel bariyerle korunur ve izole edilir.
2. 50 m alüminyum oksitle 3 saniye kumlama yapılarak porselen yüzeyindeki glaze tabakası kaldırılır.
3. %9,6'lık HF asit jel 2 dakika süreyle uygulanır.
4. Asit jel pamuk rulo ile uzaklaştırılır ve tükürük emici yardımıyla yüzey iyice yıkanır.
5. Son olarak yüzey hava ile kurutulur ve yapıştırıcı rezin ile braket yapıştırılır. Son aşamada yüzeye silan uygulanması hekimin tercihine bağlıdır (89).

Farklı içeriğe sahip porselen sistemlerinin geliştirilmesiyle birlikte bahsedilen yapıştırma protokolü yetersiz kalmıştır ve araştırmacıları yeni yntemler geliştirmeye itmiştir. Guggenberger bu konuyla alakalı kumlama yoluyla tribokimyasal silika kaplamaya dayanan Rocatec sistemini gündeme getirmiştir (90). Laboratuarda uygulanan bu sistem günümüzde geliştirilerek ağız içi kumlama cihazı ile uygulanabilir hale gelmiştir. Sistem yüzeye silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit içeren kum uygulaması esasına dayanmaktadır. Yüzeyde silika parçacıklarından oluşan bir tabaka yaratılarak silan yardımı ile kimyasal-mekanik bağlanma sağlanmaktadır (4). ‘‘Silicoating’’ adı verilen bu uygulama HF asite alternatif olarak gosterilse de bu konuda daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Porselen yüzeyinin, ortodontik ataşman yapıştırılması ve ardından ataşmanın skm sonrası zarar gormesi olasılığı bazı faktrlerle ilişkilidir. Bunlar; porselenin tipi, yüzey pürüzlendirme tekniği, yapıştırıcı tipi ve skmde uygulanan kuvvetinin şiddetidir. Kullanılan braketin tipine gore farklı skm teknikleri uygulanması danem taşımaktadır. Metal braket tiplerinde, braket skm pensi dişetine yakın

kanatlara 45 derecelik dışa doğru kuvvet uygulamalı veya kanatlar sıkıştırılmalıdır. Seramik braketlerde söküm pensi yetersiz kalıyorsa elmas frez yardımıyla braket aşındırılarak çıkarılmalıdır. Söküm sonrası yüzeyde kalan yapıştırıcı artıkları tungsten karbid frezle temizlenmeli ve yüzeyin düzleştirilmesi amacıyla düşük hızda lastik diskler kullanılmalıdır. Yüzeyde yeniden parlaklık elde etmek amacıyla elmas parlatma pastaları uygulanmalıdır. Çalışmalarda ortodontik ataşman kaldırıldıktan sonra yüzeyin düzeltilmesi için elmas içerikli parlatma pastalarının seramik parlatma taşlarından daha başarılı olduğu rapor edilmiştir (91).

2.2.3. Kompozit yüzeyine direkt bonding

Amalgam restorasyonlar gibi kompozit restorasyonlar da erişkin hastalarda özellikle arka grup dişlerin pit ve fissürlerinde uygulanmaktadır. Yine ön grup dişlerde estetik sağlamak amacıyla da sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak bu uygulama, ortodontik ataşmanların direkt olarak yüzeye yapışmasını negatif yönde etkilemektedir.

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan doldurucu rezin-kompozitler klinik pratiğinde geniş bir yere sahiptir. 1970'lerde diş hekimliği uygulamaları arasında yerini alan rezin bazlı kompozit sistemleri, hem ön grup dişlerde estetik amacıyla hem de arka grup dişlerde fonksiyona giren okluzal yüzeyler ile pit ve fissürlerde uygun restorasyon materyalleri olmuşlardır. Porselen restorasyonlara göre daha uygun maliyetle uzun süre ağız içerisinde fonksiyon görmektedirler. Ortalama kullanım ömürleri de (7 yıl) amalgam restorasyonlara (10 yıl) giderek yaklaşmaktadır (92).

Dental kompozitler genel olarak monomerik rezin matriks, inorganik doldurucu içeren parçacıklar, polimerizasyonu başlatıcı sistem, bozulmayı önleyici durdurucular ve inhibitörler ile renk pigmentleri içermektedir (92). Günümüzde kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinde önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Ancak yine de ağız içerisindeki sıvıların etkisiyle kompozit yapısı bozulabilmektedir. Bu bozulma; mikro sızıntı, renk değişikliği, kenar aşınmaları ya da kompozitte kırılmalar şeklinde kendini göstermektedir (93,94). Böyle bir durumla karşılaşıldığında restorasyonun değiştirilmesi veya tamiri gerekmektedir (95).

Kompozit tamiri amacıyla geliştirilen teknikler ortodontik ataşmanların yapıştırılmasında da yöntem olarak uygulanabilmektedir.

Asit uygulaması ya da kumlama yardımı ile yüzeyin pürüzlendirilmesi kompozit restorasyona bağlanmayı sağlayan teknikler arasındadır (96). Yapılan laboratuvar çalışmalarında kullanılan ara rezinin bağlanma direncine olan etkisi, yüzey pürüzlülüğünün etkisinden daha az bulunmuştur (97). Ancak bu konu ile ilgili literatürde yapılan çalışmaların sonuçları birbiriyle çelişkilidir; yüzeyin pürüzlendirilmesinin bağlanma direncini artırmak için önemli bir faktör olduğunu vurgulayan araştırmacılar kadar yöntemin bağlanma direncini azalttığını savunan çalışmalar da mevcuttur (98,99).

Kompozit yüzeylerin pürüzlendirilmesinde porselen yüzeylerde olduğu gibi asidüle fosfat florür (APF) ya da hidroflorik asit (HF) uygulaması bir seçenektir. Toksik etkileri olmasına rağmen HF asit ile birlikte silan uygulaması klinikte sıkça kullanılan ve bağlanma direncini arttırdığı savunulan bir yöntemdir (100). Ancak bu uygulamanın bazı kompozitlerde yeterli bağlanma sağlamadığı da bazı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (101).

Son zamanlarda silicoating uygulaması da gündeme gelmiştir. Rezin-rezin arası bağlanma direncini arttırdığı belirtilen bu yöntem diğer yöntemlere alternatif olarak görülmektedir (19,20). Ancak bu konuyu destekleyecek sayıda çalışma literatürde henüz yayınlanmamıştır.

2.2.4. Zirkonya yüzeyine direkt bonding

Zirkonya tıp alanında ilk defa femoral protez başı yapımında kullanılmıştır (102). 1990ların başından itibaren kullanım alanı genişlemiştir ve diş hekimliğinde implant uygulamalarında yerini almıştır. Diş hekimliğinde başlarda opak yapısı nedeniyle sadece alt yapı materyali olarak kullanılan zirkonyum günümüzde yüksek translüsent özellikli tiplerinin piyasaya sürülmesiyle hem çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgelerde hem de estetiğin tercih edildiği anterior bölgelerde kullanım alanı bulmuştur (7). Zirkonya yüksek mekanik dayanıklılığı, estetik

özellikleri ve arzu edilen biyouyumluluk başarısı nedeniyle tercih edilen bir materyal olmuştur (103).

Zirkonyum oksit düzgün sıralı yoğun olarak birleşmiş atomlar içeren ancak camsı komponentler içermeyen materyallerden oluşmaktadır. Cam seramiklerle karşılaştırıldıklarında daha opaklardır ve bu nedenle alt yapı materyali olarak klinik kullanımları vardır (102,104,105)

Günümüzde, tam monolitik zirkonya kronlar protez alanında dikkati çekmeye başlamıştır (106–108) Zirkonya yüksek elastikiyet modülü (215 GPa) ve yüksek esneklik kuvveti (1000 MPa) sayesinde birçok metal alaşımdan daha avantajlıdır (109). Lawn ve ark., ve Deng ve ark., tarafından farklı seramik materyalleri üzerinde yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda yttria tetragonal zirkonya polikristalinin (Y-TZP) düşük kalınlıklarda (0.1 - 1.0 mm) en yüksek yükleme kuvvetine sahip olduğu bulunmuştur (110,111).

Zirkonya (ZrO_2) polimorfik yapılıdır ve kristalleri monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (C) olmak üzere üç farklı kristal mikroyapıdadır. Klinik kullanımı için arzu edilen zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesidir. Ancak bunun sağlanabilmesi ve hacimsel genişlemenin kontrol edilebilmesi için saf zirkonyaya CaO, MgO, Al_2O_3 , Y_2O_3 ve CeO_2 gibi metal oksitlerin ilavesi gerekmektedir. Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümün kontrolü bu metal oksitlerin ilavesi ile sağlanmaktadır (102). Zirkonyanın kendi bünyesinde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümünü sağlayacak enerji mevcuttur ve yüksek lokalize stresler altında (112), kumlamada (113) ve ısıyla yaşlandırma işlemlerinde (114) monoklinik faza dönüşüm gerçekleşebilir. Bu dönüşüm gerçekleştiğinde düşük ısılarla bozulma olasılığı da artmış olur (115). Sonuç olarak Y-TZP partiküllerinde atma ve mikroçatlak oluşumu gibi erken dönemli başarısızlıklar ortaya çıkmaktadır (115).

Seramik endüstrisinde kullanımı olan HIP (Hot Isostatic Pressing) özel bir sinterleme tekniğidir. Zirkonyayı yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı

ve basınç uygulanmaktadır ve bu sayede dayanıklılığında yaklaşık % 20'lik bir artış gözlenir (116,117).

Ortodonti pratiğinde erişkin hastalarda uygulanacak yapıştırma uygulamalarında yüzey hazırlığı zirkonya materyali için tam anlamıyla netlik kazanmamıştır. Ancak seramik yüzeyinde yapılan uygulamalar zirkonya için de uygulanmış, ve araştırmacılar tarafından incelenmiştir. Zirkonya bünyesinde silika mevcut olmadığından silanlar bu seramik tiplerine braket yapıştırılması aşamasında neredeyse hiç etkili değildir. Zirkonyada silanlar tribokimyasal silika kaplama yöntemi ile birlikte uygulanmaktadır (118,119). Bavbek ve ark., 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada CoJet ile yapılan hava abrazyon tekniğinin primer ile kombinasyonunun bağlanma direncini ve yüzey pürüzlülüğünü kabul edilebilir oranda arttırdığını rapor etmişlerdir (120).

Frezle aşındırma yapmak zirkonya materyalinin pürüzlendirilmesinde bir başka tekniktir. Seramik yüzeylerinin frezlerle aşındırılması ile mekanik bağlantı sağlanmaktadır. Aşındırma işlemi için silisyum karbid veya Al_2O_3 içeren zımparalar, disk şeklindeki aletler veya elmas frezler kullanılmaktadır. Bu yöntemler ağız içinde uygulanabilir olması nedeniyle tercih edilmektedir ancak özellikle elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilmektedir (121).

Akın ve ark., tarafından yapılan bir çalışmada kumlama ve farklı tipteki lazer uygulamalarının zirkonya rezin arası bağlantı dayanıklılığı araştırılmış ve CO2 lazer uygulamasının yüzey işlemi uygulanmamış, kumlama, Er:YAG ve Nd:YAG lazer uygulanmış gruplara göre daha düşük bağlanma direncinin olduğu rapor edilmiştir. Yine aynı çalışmanın sonucunda Er:YAG ve Nd:YAG lazerin en yüksek bağlanma direncine sahip olduğu bulunmuştur (122). Yüzey hazırlığında kullanılacak materyal seçimi için yapılan bir çalışmada ise, primer uygulaması olmaksızın braket yapıştırmanın en düşük bağlanma direncine sahip olduğu ancak primer uygulanan gruplarda daha yüksek bağlanma dayanıklılığı görüldüğü, uygulanan primerler arasında ise Z-Prime Plus, Monobond Plus ve Zirconia Liner Premium'un başarılı sonuçlar verdiği rapor edilmiştir . Aynı çalışmada zirkon yüzeyler için protokol, 50-

µm partikül boyutlu Al₂O₃ kumu ile 40 psi basınça altında 10 sn ve 10 mm mesafe ile pürüzlendirilmiştir (123).

2.2.5. Hibrit Seramik Yüzeyine Direkt Bonding

Yakın zamanda CAD/CAM sistemiyle uygulanan indirekt restorasyonlarda kullanım için tanıtılmış hibrit seramikler geliştirilmiştir. Yapının temeli polimer infiltre edilmiş seramiktir (PICN) (124). Hibrit seramik yapısında dominant olarak seramik içermektedir (%86) ve akrilat polimer yapıyla güçlendirilmiştir. Bu iki yapı birbirlerine tamamıyla penetre şekildedir. Seramik yapıya daha düşük elastik modül sağlayan polimerik ikinci faza sahip olduğu bildirilmiştir. Bu hibrit yapıdaki materyal hem seramiğin hem de kompozitin yapısal avantajlarını taşımaktadır (125). Ortodontik ataşman yapıştırma için yüzey hazırlığı konusunda zirkonya materyalinde olduğu gibi, yeterli veri hibrit porselenler için de mevcut değildir.

Ancak konuyla alakalı Elsaka tarafından yapılan bir çalışmada silicoating işleminin Cojet ile yapılması sonucu hidroflorik asit, fosforik asit ve elmas frezlerle pürüzlendirmeye göre daha yüksek bağlanma dayanıklılığına ulaşılmıştır (126).

2.3. Deneyler İçin Örneklerin Hazırlanması ve Test Cihazları

2.3.1. Hazırlanan örneklerin test cihazına aktarılması

Deneyde kullanılacak örneklerin test aygıtlarına aktarılabilmesi için materyallere özel taşıyıcı blokların hazırlanması gerekmektedir. Bu konu ile ilgili in-vitro çalışmaların çoğunda soğuk akrilik kullanılmaktadır (23,31,34,35,42,61,64,65,127,128). Bazı araştırmacılar ise çalışmalarda alçı kullandıklarını rapor etmişlerdir (129–131). Başka bir çalışmada ise dişleri bir PVC kalıp içine gömmüşlerdir (132)

Çalışmaların bir kısmında örneklerin ataşmanların yapıştırılmadan önce taşıyıcı bloklara alındığı (23,29,30,127,128,133–136), bir kısmında ise önce

ataşmanların yapıştırıldığı, sonrasında taşıyıcı bloklara alındığı belirtilmiştir (24,27,28,31,34,41,137,138).

2.3.2. Hazırlanan örneklerin saklanması

Örneklerin muhafazası için standart bir protokol olmadığından, deneyler yapılan kadar materyaller farklı sürelerde ve çeşitli solüsyonlar içerisinde bekletilmektedir. Genellikle ağız ortamı ısısını taklit etmek amacıyla 37⁰C sıcaklıktaki sıvılar içerisinde örneklerin muhafaza edildiği belirtilmiştir ve örneklerin bekletilme süreleri 24 saatten bir aya kadar uzanan bir süreyi kapsamaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda ise akrilik bloklara yerleştirilen örnekler deneylerden önceki 48 saat boyunca 37⁰C'deki distile su içinde bekletilmiştir (25,26,42,64). Aynı ısı ve sürede %0,5'lik kloramin T solüsyonunda örneklerin saklandığı çalışmalar da mevcuttur (139). Yine yapılan çalışmalarda deneylerden önce örneklerin 37⁰C'deki deiyonize suda bekletildiği de bildirilmiştir. Oonsombat ve ark., Yamada ve ark., Bishara ve ark., tarafından yapılan çalışmalarda örnekler deiyonize su içinde 24 saat bekletilirken, Olsen ve ark., tarafından yapılan çalışmada örnekler aynı ısı ve solüsyonda 72 saat, Talbot ve ark., tarafından yapılan bir çalışmada ise bir hafta boyunca bekletilmiştir (24,38,41,61,136,140).

2.3.3. Deneyler için kullanılan test cihazları

Bishara ve ark., Ajlouni ve ark., ve Oonsombat ve ark., yaptıkları çalışmalarda Zwick test cihazını, Pearson ise Lloyd test cihazını kullanmışlardır (24–26,28,30,38,42,61,64,69). Universal Instron test cihazıyla yapılan çalışmalarda kopma dayanım testleri 1 milimetre/dakika hızda yapılmıştır (35,74,129,134,135,139,141). Instron cihazında araştırmacılar farklı hız ayarlarında çalışmışlardır. Chamda ve Stein 5 milimetre/dakika, Owens ve ark., 0,1 milimetre/dakika, Toledano ve ark., 0,75 milimetre/dakika, Urabe ve ark., 1,5 milimetre/dakika olarak deney hızını ayarlamışlardır (32,60,138,142). Bazı çalışmalarda ise, 2 milimetre/dakika hız ile çalışıldığı bildirilmiştir (31,129,137).

2.3.4. Uygulanan kuvvetin şekli ve yönü

Ortodontik tedavi sırasında ağız içine yerleştirilen ataşmanların farklı yönlerde uygulanan kuvvetlere direnç göstermek zorunda olması nedeniyle, çalışmalarda in-vitro ortamda sıyırma, çekme ve burkma etkisini yansıtacak kuvvetler uygulanmaktadır. Ataşmanların sökülmesi için makaslama kuvveti diş ya da materyalin uzun eksenine paralel olarak uygulanırken, çekme kuvveti diş ya da materyalin uzun eksenine dik olarak uygulanmaktadır (45).

Ortodonti alanında yapılan in-vitro çalışmalarda sıklıkla sıyırma deneyleri (25,27,28,30,35,38,42,63,64,69,129,134,135,138,139) uygulanmakta, ancak nadiren çekme deneyleri (34,143,144) kullanılmaktadır. Yapılan birkaç çalışmada ise hem sıyırma hem de çekme kuvvetlerinin kombinasyonu incelenmiştir (145,146).

2.3.5. Ortodontik debonding ve temizleme sonrası yüzey özelliklerini değerlendirilme yöntemleri

Hem mine hem de dental restorasyon yüzeyinin ayrıntılı incelemesi için mikroskoplar ve profilometre cihazlarından faydalanılmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope:SEM), yapılan çoğu araştırmanın temel ölçütü olmakla birlikte çalışmalarda ortodontik ataşmanın sökülmesi sonrası yüzeyde kalan adeziv miktarını belirlemek ve bunu Adhesive Remnant Index (ARI) adı verilen skorlama yöntemi çalışmanın standardizasyonu amacıyla kullanılmaktadır.

2.3.5.1. Taramalı elektron mikroskobu

Elde edilen görüntü üzerinde işlem yapılamaması ve ışığın fiziksel limitasyonları sebebiyle elektron mikroskopları, ışık mikroskoplarına alternatif olarak sunulmaktadır. Yüksek büyütmelerde görüntü elde edilebilen ve üzerinde işlem ve analizler yapılabilmesine olanak sağlayan cihazlar geliştirilmiştir. Von Ardenne tarafından 1938 yılında tanıtılan SEM'in çalışma prensibi, yüksek voltaj ile hızlandırılan elektronların örnek üzerine odaklanması ve atomları arasında meydana gelen aktiviteler sonucunda oluşan etkilerin uygun algılayıcılarda toplanmasıdır.

Sonrasında görüntü, sinyal güçlendiricilerden geçirilip katot ışınları tüpünün ekranına aktarılmasıyla elde edilmektedir (147).

SEM incelemesi için örnekler iletken olmalıdır. Metal olmayan örnekler vakumlu ortamda ve argon gazı varlığında 'Kaplama' adı verilen işleme tabi tutulmaktadır. Kaplama işlemi için sıklıkla altın kullanılmakla beraber; platin, tungsten, osmiyum, iridyum, krom gibi metaller de tercih edilmektedir (147).

2.3.5.2. Profilometre

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan ölçüm cihazı profilometredir. Yüzeyle temas eden mekanik bir uç ya da ışık saçılımı ile tarama işlemi gerçekleştirilmektedir (148). Profilometre kontakt ve optik profilometre olarak ikiye, optik profilometre ise lazer (Focus Detection Profilometer) ve interferometrik profilometre olarak iki alt gruba ayrılmaktadır (149).

2.3.5.2.1. Kontakt profilometre

Yüzeyle direkt temasta olan mekanik bir uç ile yüzey incelemesi olanağı sağlamaktadır. Mekanik uç elmas olup ucun çapı 5-10µm arasındadır ve daha detaylı analizler için farklı incelikte uçlar da geliştirilmiştir. Görüntü kalitesi yüzey profilinin lateral ve vertikal çözümüne göre değişmektedir. Lateral çözümleme kullanılan ucun çapına, vertikal çözümleme ise ölçüm mesafesi ve yüzey özelliklerine bağlıdır. Tarayıcı ucun örnek üzerinde oluşturduğu yük ve deformasyon, elde edilen sonuçları etkileyebilmektedir.

2.3.5.2.2. Optik profilometre

Non-kontakt profilometre olarak da adlandırılan, mekanik tarayıcı ucun olmadığı profilometre türüdür. Yüzey taraması ışın demeti ile yapılmaktadır. Cihazın en büyük avantajı, tarama sonrasında yüzeyin bozulmadan kalmasıdır. Dezavantajları ise; ölçümlerin örnek yüzeyinin yansıtma özelliğinden, eğiminden ve mikro geometrisinden etkilenmesidir (150).

Optik profilometreler, lazer (Focus Detection Profilometer) ve interferometrik profilometre olarak iki alt gruba ayrılmaktadır. Beyaz ışık interferometreleri frekans bazında analiz yöntemi (Frequency Domain Analysis-FDA) kullanılarak üç boyutlu yüzey görüntüsü oluşturur ve pürüzlülüğün nicel olarak değerlendirilmesini sağlar. FDA verilerinin analizi sırasında, interferometre tarafından oluşturulan saçılma modelleri ile ilişkili olarak farklı faz ve optik frekanslar incelenir (151).

Tarama sonucu bilgisayarda elektronik olarak değerlendirilebilen interferans yoğunluk modelleri oluşturulur. İnterferometre tarafından aydınlatılan yüzey dik şekilde taranarak görüş alanındaki her bir piksel ya da görüntü noktası için interferogramlar oluşturulur. Bilgisayarda kaydedilen bu interferogramlar FDA aracılığı ile işleme tabi tutulur. Son olarak yükseklik verileri ve ilgili görüntü düzlem koordinatlarından da yararlanılarak üç boyutlu (3D) olarak yapılandırılır (151).

Profilometre analizi 3 boyutlu yüzey haritası oluşturmanın yanısıra nicel veriler de sağlamaktadır. Ölçümler sonucunda birçok yüzey pürüzlülük parametresine ulaşılmaktadır. Bu parametrelerden bazıları açıklanmıştır;

Ra: yüzeyde meydana gelen girinti ve çıkıntıların alan bakımından eşitlendiği, orta eksenin üstünde ve altında kalan alanların aritmetik ortalamasını veren çizgiler arası mesafe olarak tanımlanmaktadır. Ra değeri, dental literatürde yüzey özelliğini incelemek için en sık kullanılan ölçüm birimidir (152).

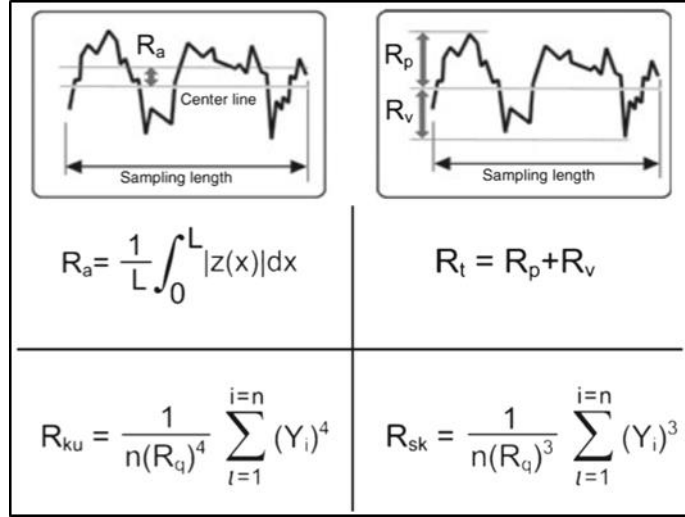
Rq (rms); incelenen yüzeyde orta eksenin altında ve üstünde meydana gelen sapmaların geometrik ortalama değeridir (152). Pürüzlülük profilinin karelerinin ortalamasının karekökü olan Rq nadiren görülen piklere karşı daha hassastır (153).

Rt (PV): Filtre edilmiş pürüzlülüğün en yüksek tepesi ile en derin girintisi arasındaki mesafedir (152).

Rku : Yüzeyin 'keskinliği' ve yüzeydeki yüksekliklerin randomizasyonunun ölçütüdür (154).

Rsk : İncelen yüzeyin orta düzlemindeki profil simetrisini ölçen değerdir. Negatif Rsk vadilerin dominant olduğu bir görünümü pozitif değerler ise daha dik ve keskin tepelerin dominant olduğu bir görünümü tanımlamaktadır (154).

Şekil 2.1’de yukarıda tanımlanan parametrelerin denklemleri verilmiştir.



Şekil 2.1. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde kullanılan parametreler

3. MATERYAL ve METOD

Yapılan power analizi sonucunda üç ana grupta %95 güvenilirlikte %80 teorik power ile bu çalışma için her grupta en az 50 blok olmak üzere toplamda en az 150 blokla çalışma hedeflenmiştir. Negatif kontrol grubu olarak kullanılacak diş grubu için ise n=30 adet insan küçük azı dişi çalışmaya dahil edilmiştir.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

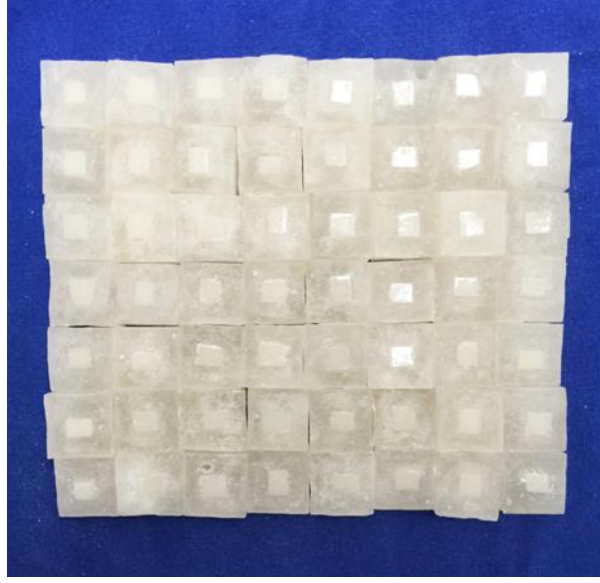
Bu çalışmada kullanılan materyaller; feldspatik seramik (Vita Block), hibrit seramik (Vita Enamic), ve monolitik zirkonya (Vita YZTP) dir ve her biri Vita (Zahnfabrik, Bad Säckngen, Almanya) marka olacak şekilde tedarik edilmiştir. Bloklar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Eğitim ve Araştırma Laboratuvarı'nda Micracut 201 (Metkon, Bursa, Türkiye) cihazında boyutları 6 mm x 7 mm x 2 mm olacak şekilde kesilerek ve her grupta 52 örnek olacak şekilde hazırlanmıştır (Şekil 3.1). Zirkon ve seramik materyali dental restorasyon olarak kullanıldığında ağız içine yerleştirilmeden önce glazür ve sinterleme işleminden geçmektedir. Bu nedenle seramik blokların buton yapıştırılacak yüzeyleri glazür işlemine tabi tutulmuştur. Zirkon ise talimatlarına uygun şekilde 1450°C de 30 dakika boyunca sinterleme işlemine tabi tutulmuş ve 25% boyutsal kontraksiyona uğramıştır. Bu kontraksiyon göz önünde bulundurularak blok hazırlama aşamasında zirkon örnekler her boyutta %25 oranında daha büyük kesilmiştir. Tüm örnekler işleme hazır yüzeyleri dışarıda kalacak şekilde akril bloklara gömülmüştür (Şekil 3.2, Şekil 3.3 ve Şekli 3.4).



Şekil 3.1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan Micracut 201 cihazı



Şekil 3.2. 6 mm x 7 mm x 2 mm şeklinde kesilen zirkon örneklerin deney aşamaları için akril bloklara gömülmüş hali



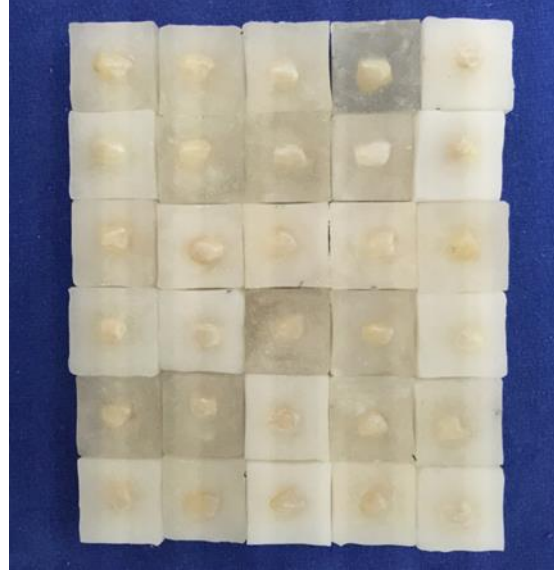
Şekil 3.3. 6 mm x 7 mm x 2 mm şeklinde kesilen porselen örneklerin deney aşamaları için akril bloklara gömülmüş hali



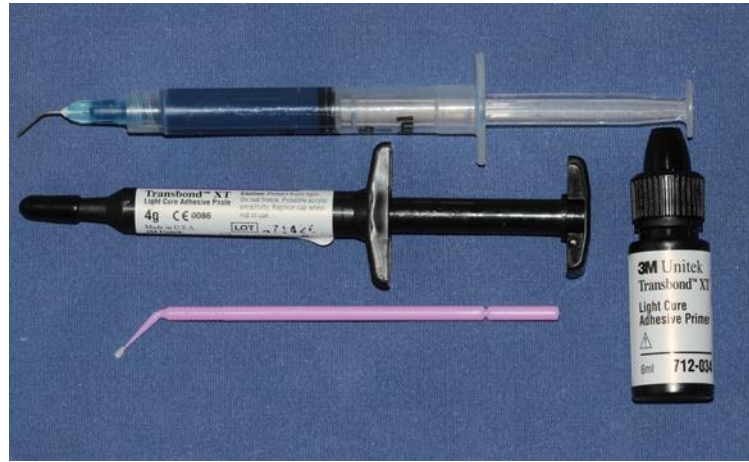
Şekil 3.4. 6 mm x 7 mm x 2 mm şeklinde kesilen hibrit porselen örneklerin deney aşamaları için akril bloklara gömülmüş hali

Negatif kontrol grubu olarak kullanılacak 30 adet diş ise kökleri frez yardımıyla ayrılıp dişin vestibül yüzeyinde buton yapıştırılmasına uygun en düz yüzeyi seçilerek akril bloklara gömülmüştür (Şekil 3.5) Bu yüzey premolar dişlerde marjinal sırt olarak

belirlenmiştir. Dişlerin yüzeyleri debrıs kalmayacak şekilde pomza ve fırça ile temizlenmiştir. Diş grubunda pürüzlendirme protokolü standart olarak uygulanmıştır. Temizlenmiş dişlerin yüzeyine %37'lik fosforik asit jel 30 sn süresince uygulanmış, 20 sn boyunca hava-su spreyi ile yıkanmıştır. Ardından yüzeyler 5 sn boyunca hava ile kurutulmuştur (Şekil 3.6).



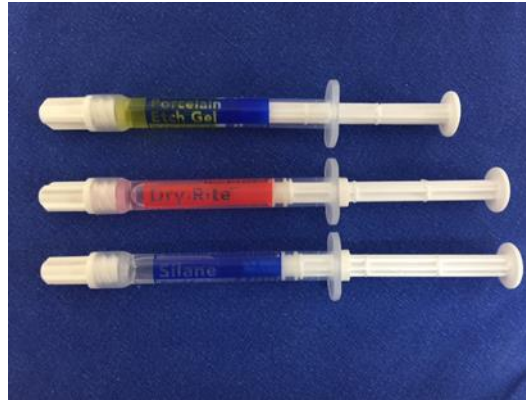
Şekil 3.5. 30 adet diş yüzeyinin deney aşamaları için akril bloklara gömülmüş hali



Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan ortofosforik asit, primer ve kompozit

Dental materyaller, yüzey işlemlerine tabi tutulmak üzere her grup kendi içinde 4 grup olacak şekilde rastgele ayrılmıştır (n=13). Bu gruplar;

Grup 1 (HF asit ile pürüzlendirme + silan) : Hazırlanan örneklerin yüzeylerinin temiz ve kuru olduğundan emin olduktan sonra yalnızca butonun yapıştırılacağı yüzeye 2 dk boyunca %9,6'lık Hidroflorik asit jel uygulanmıştır. Pamuk rulo ile asit uzaklaştırıldıktan sonra örnekler 15 saniye süreyle basınçlı su ile yıkanıp, 20 saniye hava ile kurutulmuştur. Silan (ESPE-Sil, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) bir fırça yardımıyla tek kat olacak şekilde (Şekil 3.7) sürülmüş ve kurumaya bırakılmıştır.



Şekil 3.7. Silan uygulama aşamasında kullanılan kit

Grup 2 (Al₂O₃ ile kumlama + silan) : Yüzeyler ağız içi kumlama cihazı yardımıyla (Microetcher II, Danville Materials, Oakland, ABD) (Şekil 3.8), 2,5 bar basınç altında, örnek yüzeylerine dik olacak şekilde, ortalama 10 mm uzaklıktan ve 10 sn süreyle, 50µm boyutundaki Al₂O₃ ile kumlama işlemi yapılmıştır. Yüzey debrislerden arındırıldıktan sonra silan uygulaması gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan ağız içi kumlama cihazı ve Al₂O₃ kumu

Grup 3 (Cojet ile silika kaplama): Yüzeyleer ağız içi kumlama cihazıyla (Microetcher II, Danville Materials, Oakland, ABD) , 30 µm boyutunda SiO₂ kumu (Cojet-Sand, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile 2,5 bar basınçla örnek yüzeyine 10 mm uzaklıktan 10 saniye süreyle kumlama işlemi yapılmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan SiO₂ (Cojet) kumu

Grup 4 (Elmas frez ile pürüzlendirme + silan) : Yüzeyleer Ultrafine elmas frezle aynı doğrultuda olacak şekilde 10 sn süresince pürüzlendirilmiştir ve silan uygulanmıştır.

Yüzey pürüzlendirmesi tamamlanan tüm örneklerin yapıştırma işleminin standardizasyonu için buton boyutlarında hazırlanan etiketler yapıştırılmıştır. Kullanılan bütün materyal ve dişlerin üzerine primer olarak Transbond XT Primer (3M/Unitek, Monrovia, California) sürülmüştür. Transbond XT Light-Cure Adeziv (3M/Unitek, Monrovia, California) ortodontik buton (3M/Unitek, Monrovia, California) kaidesine uygulanarak braket tutucu yardımıyla örnekler üzerine yerleştirilmiştir. Taşan kompozitler sond yardımıyla temizlenip LED ışık kaynağı (Elipar™ S10, 3M/Unitek, Monrovia, California) 15 sn süresince kompozit polimerizasyonu için uygulanmıştır (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Deneyde kullanılan ışık cihazı

3.2. Termal Siklus İşlemi

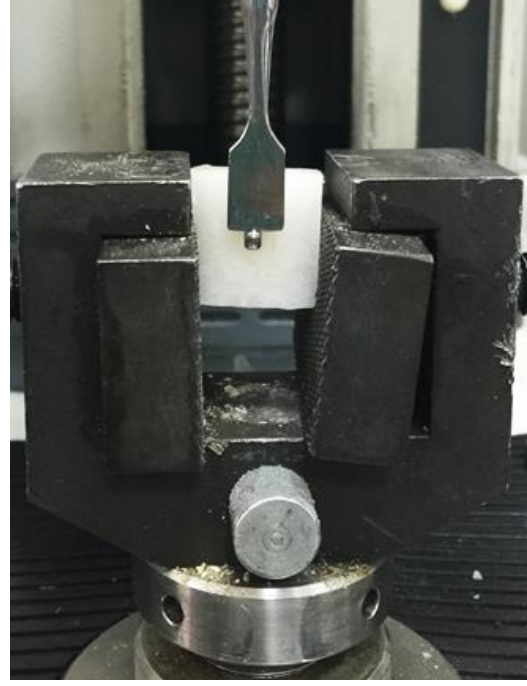
Üzerine buton yapıştırılmış örnekler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Eğitim ve Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazında (Nüve Sanayi Malzemeleri, Ankara, Türkiye) 5-55°C ($\pm 5^\circ\text{C}$) arasında, bekleme süresi 15 sn ve transfer süresi 10 sn olacak şekilde 1000 devirde termal sıklusa sokulmuştur.

3.3. Kopma (Shear-Bond) Testi

Yapıştırılan braketlerin bağlanma direnci universal test cihazı (LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) ile değerlendirilmiştir (Şekil 3.11 ve 3.12). Yükleme ucu, koparma kuvveti örneğin buton yapıştırılmış yüzeyine paralel olacak şekilde sabitlenmiştir. Örnek ile buton ara yüzeyine buton ayrılana kadar 1 mm/dakika hızla basma kuvveti uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar Newton olarak kaydedilerek daha sonra Megapascala çevrilmiştir ($\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2 \times 0,980665$).



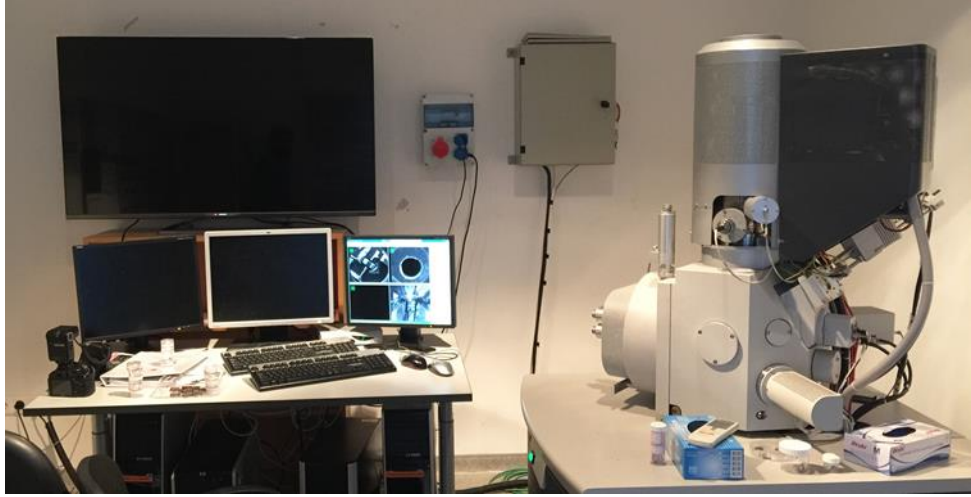
Şekil 3.11. Universal Instron Cihazı



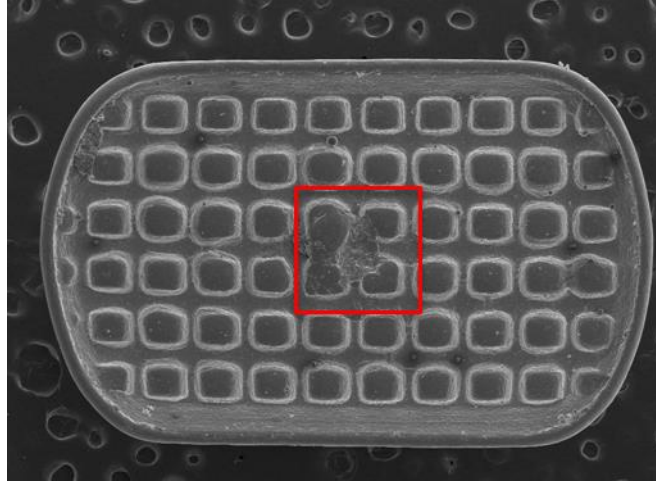
Şekil 3.12. Akрил bloğа gömülmüş ortodontik ataşmanın bağlanma dayanım testi işlemi

3.4. Debonding Sonrası Ataşman Yüzeylerinin SEM’de İncelenmesi

Butonlar örneklerden ayrıldıktan sonra alt gruplar korunarak kopma bölgesi ve tipini belirlemek için kopma yüzeyleri incelenmiştir (N=186). Bunun için Orta Doğu Teknik Üniversitesi Metalurji Bölümünde bulunan FEI Nova NanoSEM 430 cihazı (FEI, Oregon, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.10 ve 3.11). Örneklerin incelenebilmesi için SC7640 High Resolution Sputter Coater (Quorum Technologies, East Sussex, İngiltere) cihazında 35 dk süresince altın kaplama yapılmıştır. SEM görüntüleri x70 büyütmede alınmıştır. Örnek yüzeyleri üzerindeki artık kompozit, Bishara ve Truelove’ın 1990 yılında geliştirdiği ARI (Adhesive Remnant Index) sistemine göre 1 ile 5 arasında skorlandırılmıştır. Ayrıca bu değerler kaide üzerindeki kompozit miktarının alan başına düşen yüzdelik değeri için de hesaplanmıştır (Buton kaidesinde ortadaki dört mesh haricindeki kareler hesaba katılarak alan yüzdesi ölçülmüştür).



Şekil 3.13. Deneyde kullanılan SEM cihazı



Şekil 3.14. Hesaplamalarda kullanılacak buton kaidesinin SEM görüntüsü

ARI sisteminin skorları aşağıda belirtilmiştir:

- 1= Braket tabanında hiç yapıştırıcı yok
- 2= Yapıştırıcının 10% undan azı braket yüzeyinde
- 3= Yapıştırıcı 10% ile 90% arasında braket yüzeyinde
- 4= Yapıştırıcının 90% ından fazlası braket yüzeyinde
- 5= Yapıştırıcı tüm braket yüzeyini örtmüş

3.5. Artık Kompozitin Temizlenmesi Sonrası Yüzeylerin Optik Profilometrede İncelenmesi

30 adet diş, 52'şer adet monolitik zirkon, hibrit seramik ve feldspatik seramik olmak üzere toplam 186 adet örneğin kopma testinden sonra yüzeyinde kalan kompozit artıkları stainbuster frez ile (3M,Unitek,Almanya) temizlenmiştir (Şekil 3.16). Restoratif materyaller temizlendikten sonra 3 farklı grenli porselen parlatma lastiği ile sırasıyla parlatılmıştır (Eve Diapol Universal Diamond Polishing Kit,EVE-RA305, Almanya) (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Porselen parlatma kiti



Şekil 3.16. Fiberglass (stainbuster) frezi

Bunun amacı debonding sonrası yapılan temizleme ve parlatma sonucu materyal yüzeyinin ne kadar orjinaline dönebildiğini incelemektir. Bunu karşılaştırabilmek için her gruptan 13'er adet işlem görmemiş örnek ve 15 adet diş de optik profilometre cihazında test edilmiştir.

Yüzey pürüzlülük analizi, Bilkent Üniversitesi UNAM Laboratuvarındaki 3D yüzey profilometresi New View 7200 (Zygo Corporation, Chicago, ABD) ile yapılmıştır (Şekil 3.17). Çalışmamızda kullandığımız 'Zygo New View 7200' FDA (Frequency Domain Analysis) yöntemi kullanılarak üç boyutlu yüzey görüntüsü oluşturan taramalı beyaz ışık interferometresidir.

Kullanılan 3D optik profilometre sistemi hızlı ve temassız tarama özelliğine sahiptir. Derinlik çözümü sub-nanometre seviyesindedir (0.1 nm). Lateral

çözümlemesi ise yüksektir ($>0.5 \mu\text{m}$). Ölçümler incelenecek yüzeyin uzun aksında 3 noktadan alınmıştır (materyalin uzun aksı ve 500lm bilateral olacak şekilde) . Genel bilgilerde tanımlanan Ra, PV, rms, Rku ve Rsk değerleri her birimin kendi denklemi ile ölçülmüştür (Şekil 2.1) .



Şekil 3.17. Deneyde kullanılan optik profilometre cihazı

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics 17.0 (IBM Corporation Armonk, NY, ABD) paket programında yapılmıştır. Sürekli değişkenlerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Kolmogorov Smirnov testiyle, varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterilmiştir.

Gruplar arasında normal dağılmayan sürekli sayısal değişkenler yönünde arkın önemliliği bağımsız grup sayısı iki olduğunda Mann Whitney U testiyle, ikiden fazla grup arasındaki farkın önemliliği ise Kruskal Wallis testiyle incelenmiştir. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunması halinde farka neden olan durumları tespit etmek amacıyla Conover'ın çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Sürekli değişkenlerin birbirleri arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon olup olmadığı ise Spearman'ın korelasyon testiyle araştırılmıştır. Aksi belirtilmedikçe $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Ancak, olası tüm

çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için bu çalışmada Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Bağlanma Direnci Testi Bulguları

Kullanılan materyal ve uygulanan pürüzlendirme tipine göre ortalama bağlanma direnci değerleri Tablo 4.1’de yer almaktadır. Sonuçları karşılaştırmak için kullanılan semboller aşığıda tanımlanmıştır;

> ; karşılaştırmada ilk tanımlanan grup sembolün sonrasındaki gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

≈ ; sembolün önünde belirtilen değer bir sonrakine göre istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ancak bu sembol sadece bir önceki ya da bir sonraki değere göre karşılaştırma yapmakta, iki önceki ya da iki sonraki değerler ile ilgili bilgi vermemektedir.

< ; karşılaştırmada ilk tanımlanan grup sembolün sonrasındaki gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 4.1. Materyal ve pürüzlendirme türlerine göre kuvvet düzeyleri

	Porselen	Zirkon	Enamic	p-değeri †
HF asit	8.84 (6.38-10.07) ^{A,B,a,b,c}	5.38 (4.77-5.67) ^{A,a,b,c}	4.07 (3.32-5.94) ^{B,a,b,c}	<0.001
Al₂O₃ kumlama	1.53 (1.23-1.83) ^{A,a,d}	0.73 (0.59-0.92) ^{A,C,a,d,e}	1.74 (1.25-2.07) ^{C,a}	<0.001
Cojet	1.89 (1.72-2.20) ^b	2.24 (1.80-2.57) ^{b,e}	1.85 (1.41-2.45) ^b	0.197
Elmas frez	2.24 (1.72-2.98) ^{A,B,c,d}	1.65 (1.47-1.80) ^{A,C,c,d}	1.36 (1.05-1.75) ^{B,C,c}	<0.001
p-değeri ‡	<0.001	<0.001	<0.001	

Veriler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterilmiştir, † Pürüzlendirme türleri içerisinde materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Materyaller içerisinde pürüzlendirme türleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.017$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: Seramik grubu ile Zirkon grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), B: Seramik grubu ile Enamic grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), C: Zirkon grubu ile Enamic grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.0125$), a: HF ile Al₂O₃ arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), b: HF ile Cojet arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), c: HF ile Elmas frez arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), d: Al₂O₃ ile Elmas frez arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), e: Al₂O₃ ile Cojet arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$)

4.1.1. Pürüzlendirme tiplerine göre materyallerin SBS bulguları

Hidroflorik asit ile pürüzlendirilen materyaller arasında istatistiksel olarak porselen grubu bağlanma direnci olarak en yüksek sonuçları vermektedir. Yapılan karşılaştırmalarda feldspatik porselen grubu değerleri hem monolitik zirkon hem de hibrit porselen grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuş; ancak zirkon ve enamic grubu arasında yapılan ikili karşılaştırmada değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. HF asit ile pürüzlendirmede bağlanma direnci; feldspatik porselen > monolitik zirkon \approx hibrit porselen şeklinde sıralanmaktadır.

Alüminyum oksit (Al_2O_3) ile pürüzlendirilen materyaller arasında yapılan ikili karşılaştırmalarda seramik grubu ve enamic grubu zirkon grubuna göre bağlanma direnci değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Ancak seramik ve zirkon grubu arasında yapılan karşılaştırma sonuçları anlamlı değildir. Al_2O_3 ile pürüzlendirmede bağlanma direnci; feldspatik seramik \approx hibrit seramik > monolitik zirkon şeklinde sıralanmıştır.

Cojet grubunda gruplar arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçlarının hiç biri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Elmas frez ile yapılan pürüzlendirmede en yüksek bağlanma direnci değerleri seramik grubunda bulunmuştur. Bu grup için bağlanma dirençleri sırasıyla; feldspatik seramik > monolitik zirkon > hibrit seramik şeklindedir.

4.1.2. Materyallerin kendi içinde pürüzlendirme tiplerine göre yapılan ikili karşılaştırma bulguları

Porselen materyalinde tüm pürüzlendirme tiplerinin ikili karşılaştırılması sonucu en yüksek bağlanma dayanımı HF asitte bulunurken, Cojet grubunun elmas frez ve Al_2O_3 gruplarıyla olan karşılaştırmaları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak elmas frez grubundaki bağlanma dayanımı Al_2O_3 grubundan anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Bu grupta bağlanma direnci değerleri sırasıyla HF asit > elmas frez \approx Cojet \approx Al_2O_3 şeklindedir.

Monolitik zirkon grubunda yapılan ikili karşılaştırmalarda en yüksek bağlanma direnci değeri HF asit ile pürüzlendirilmeden elde edilmiştir ve bütün gruplardan anlamlı derecede daha yüksektir. Cojet grubundaki değerler elmas frez grubundan yüksek olsa da istatistiksel olarak karşılaştırıldığında anlamlı değildir, ancak Cojet grubu Al₂O₃ grubundan anlamlı derecede daha yüksek değerlere sahiptir. Özetle, en düşük bağlanma dayanımı Al₂O₃ grubunda görülmüştür. Bu grubun bağlanma direnci değerleri; HF > Cojet ≈ elmas frez > Al₂O₃ olarak sıralanabilir.

Hibrit seramik (Enamic) grubunda yapılan ikili karşılaştırmalarda hidroflorik asit grubuyla yapılan karşılaştırmalar hariç tüm pürüzlendirme tiplerinde sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu grup için bağlanma direnci değerleri HF asit > Al₂O₃ ≈ elmas frez ≈ Cojet şeklindedir.

4.1.3. Diş kontrol grubu ve diğer materyaller arasındaki SBS bulguları

Negatif kontrol grubu olarak kullanılan diş grubu (ortofosforik asit ile pürüzlendirme) ile diğer materyal gruplarının karşılaştırıldığı bağlanma direnci değerleri tablo 4.2’de yer almaktadır.

Tablo 4.2. Diş kontrol ve alt gruplara göre kuvvet düzeyleri

	Kontrol	Porselen	Zirkon	Enamic
	2.10 (1.54-2.72)			
HF		8.84 (6.38-10.07)^A	5.38 (4.77-5.67)^A	4.07 (3.32-5.94)^A
Al₂O₃		1.53 (1.23-1.83)	0.73 (0.59-0.92)^A	1.74 (1.25-2.07)
Cojet		1.89 (1.72-2.20)	2.24 (1.80-2.57)	1.85 (1.41-2.45)
Elmas frez		2.24 (1.72-2.98)	1.65 (1.47-1.80)	1.36 (1.05-1.75)^A

Veriler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterilmiştir, A: Negatif Kontrol grubu ile arasındaki fark Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı (p<0.0042).

Diş kontrol grubu ile hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş tüm materyaller karşılaştırıldığında, diş kontrol grubu değerleri anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. Elmas frezle pürüzlendirilen Enamic grubu ve Al₂O₃ ile pürüzlendirilen Zirkon grubunun değerleri diş kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde daha düşük değerlere sahiptir. Diğer tüm gruplarda yapılan karşılaştırmalar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

4.2. ARI Bulguları

4.2.1. Kullanılan materyal ve uygulanan pürüzlendirme tiplerine göre ARI bulguları

Çalışmada elde edilen ARI skor ve yüzdeleri Tablo 4.3 ve Tablo 4.4’de yer almaktadır.

Tablo 4.3. Materyal ve pürüzlendirme türlerine göre ARI skorları

	Porselen	Zirkon	Enamic	p-değeri †
HF	3 (2-3) ^{A,B,a,b,c}	2 (1-2) ^{A,a,b,c}	1 (1-2) ^B	0.002
Al₂O₃	5 (5-5) ^{B,a}	5 (4.5-5) ^{C,a}	1 (1-2) ^{B,C}	<0.001
Cojet	5 (3.5-5) ^{B,b}	5 (1-5) ^{C,b}	2 (1.5-3) ^{B,C}	0.004
Elmas frez	5 (1-5) ^{B,c}	5 (5-5) ^{C,c}	2 (1-2) ^{B,C}	<0.001
p-değeri ‡	<0.001	<0.001	0.047	

Veriler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterilmiştir, † Pürüzlendirme türleri içerisinde materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Materyaller içerisinde pürüzlendirme türleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.017$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: Seramik grubu ile Zirkon grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), B: Seramik grubu ile Enamic grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), C: Zirkon grubu ile Enamic grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), a: HF ile Al₂O₃ arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), b: HF ile Cojet arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), c: HF ile Elmas frez arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$).

Tablo 4.4. Materyal ve pürüzlendirme türlerine göre ARI yüzdeleri

	Porselen	Zirkon	Enamic	p-değeri †
HF	10.7 (5.4-15.2) ^{A,B,a,b,c}	5.4 (0-8.9) ^{A,a,b,c}	0 (0-4.5) ^B	0.004
Al₂O₃	100 (100-100) ^{B,a}	100 (99.1-100) ^{C,a}	0 (0-1.8) ^{B,C}	<0.001
Cojet	100 (51.8-100) ^{B,b}	100 (0-100) ^{C,b}	7.1 (1.8-19.6) ^{B,C}	0.008
Elmas frez	100 (0-100) ^{B,c}	100 (100-100) ^{C,c}	3.6 (0-5.4) ^{B,C}	<0.001
p-değeri ‡	<0.001	<0.001	0.030	

Veriler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterilmiştir, † Pürüzlendirme türleri içerisinde materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Materyaller içerisinde pürüzlendirme türleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.017$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: Seramik grubu ile Zirkon grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.0125$), B: Seramik grubu ile Enamic grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), C: Zirkon grubu ile Enamic grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), a: HF ile Al₂O₃ arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), b: HF ile Cojet arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), c: HF ile Elmas frez arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$).

4.2.2. Uygulanan pürüzlendirme tiplerine göre yapılan karşılaştırma bulguları

HF asit grubunda; porselen grubunun ARI skor ve yüzdesi hem zirkon hem de enamic grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Bu grubun ARI skorları; felspatik seramik>monolitik zirkon≈hibrit seramik şeklinde sıralanabilir.

Al₂O₃ ile pürüzlendirme yapılan gruplarda zirkon ve seramik grubunun ARI değerleri enamic grubundan anlamlı derecede daha yüksektir. Ancak bu iki grup arasında yapılan karşılaştırmada sonuç anlamlı bulunmamıştır. Aynı sonuçlar hem Cojet hem de elmas frezle pürüzlendirilen gruplarda yapılan karşılaştırmalarda da bu şekildedir. Bu gruplar için sonuçlar; feldspatik porselen≈monolitik zirkon>hibrit seramik şeklinde özetlenebilir.

4.2.3. Materyallerin kendi içinde pürüzlendirme tiplerine göre yapılan ikili karşılaştırma bulguları

Porselen ve zirkon materyallerinde, ARI skoru Al₂O₃, Cojet ve elmas frez ile pürüzlendirme için aynıken, HF asit ile pürüzlendirmeye göre anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur. Bu gruplar için ARI skorları ve yüzdeleri; Al₂O₃≈ Cojet ≈ elmas frez > HF asit olarak özetlenebilir.

Hibrit seramik materyalinde ise, ARI skoru Cojet ve elmas frez ile pürüzlendirilen gruplarda eşit bulunurken, bu değer HF asit ve Al₂O₃ ile pürüzlendirilen gruplardaki değerlerden anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Bu grup için ARI skorları ve yüzdeleri; Cojet≈elmas frez>HF asit≈Al₂O₃ şeklindedir.

4.2.4. Materyal gruplarının dış kontrol grubu ile arı bulgularının karşılaştırılması

ARI skor ve yüzdelерinin karşılaştırıldığı bulgular Tablo 4.5 ve Tablo 4.6'da yer almaktadır. Dış kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bulunan değerler koyu renkle belirtilmiştir.

Tablo 4.5. Diş kontrol ve alt gruplara göre ARI skorları

	Kontrol	Porselen	Zirkon	Enamic
	1 (1-2)			
HF		3 (2-3)^A	2 (1-2)	1 (1-2)
Al₂O₃		5 (5-5)^A	5 (4.5-5)^A	1 (1-2)
Cojet		5 (3.5-5)^A	5 (1-5)	2 (1.5-3)
Elmas frez		5 (1-5)^A	5 (5-5)^A	2 (1-2)

Veriler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterilmiştir, A: Diş Kontrol grubu ile arasındaki fark Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.0042$).

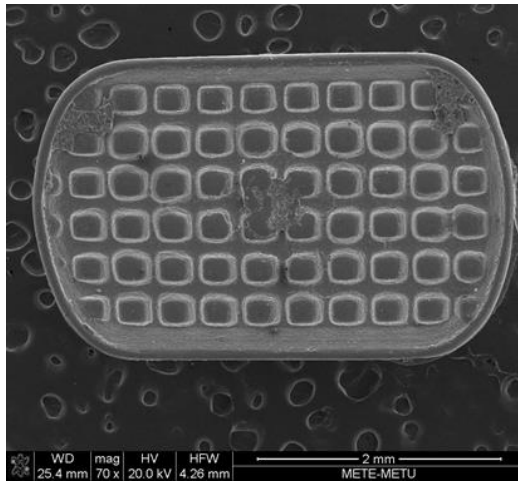
Tablo 4.6. Diş kontrol ve alt gruplara göre ARI yüzdeleri

	Kontrol	Porselen	Zirkon	Enamic
	0 (0-4)			
HF		10.7 (5.4-15.2)^A	5.4 (0-8.9)	0 (0-4.5)
Al₂O₃		100 (100-100)^A	100 (99.1-100)^A	0 (0-1.8)
Cojet		100 (51.8-100)^A	100 (0-100)	7.1 (1.8-19.6)
Elmas frez		100 (0-100)^A	100 (100-100)^A	3.6 (0-5.4)

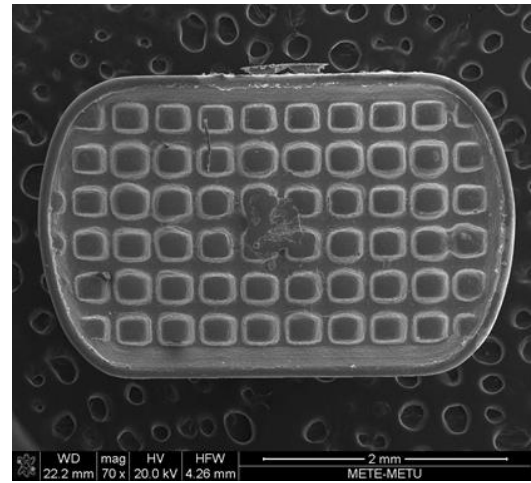
Veriler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterilmiştir, A: Diş Kontrol grubu ile arasındaki fark Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.0042$).

Bu bulgulara göre, enamic grubunun tüm alt grupları, zirkon grubunun HF asit Cojet alt grubu diş kontrol grubuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar vermemektedir.

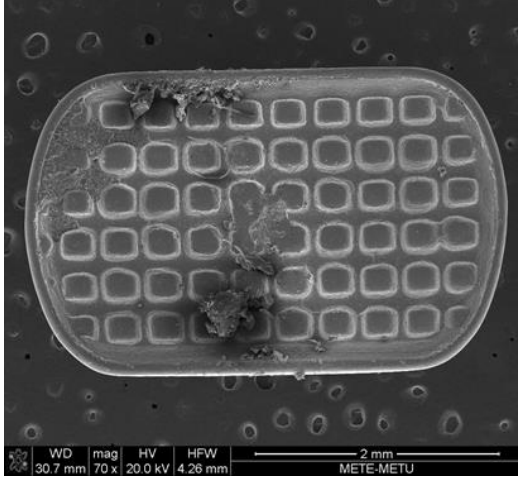
Aşağıda, her bir alt gruba ait örnek bir buton kaidesinin SEM görüntüleri verilmiştir (Şekil 4.1- 4.13).



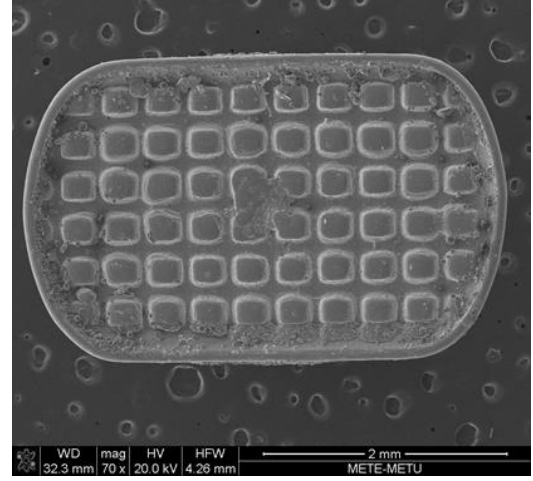
Şekil 4.1. Enamic elmas frez grubu buton kaidesi SEM görüntüsü



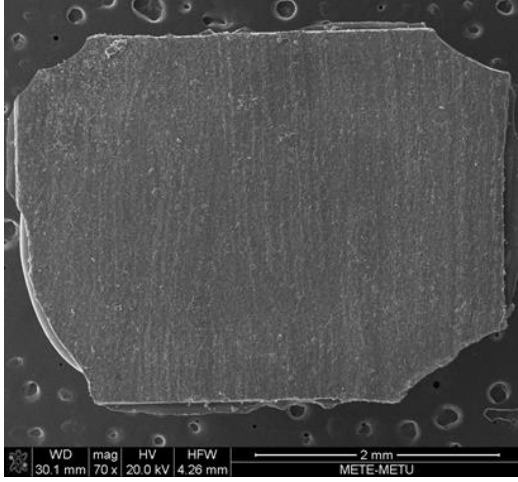
Şekil 4.2. Enamic Al₂O₃ grubu buton kaidesi SEM görüntüsü



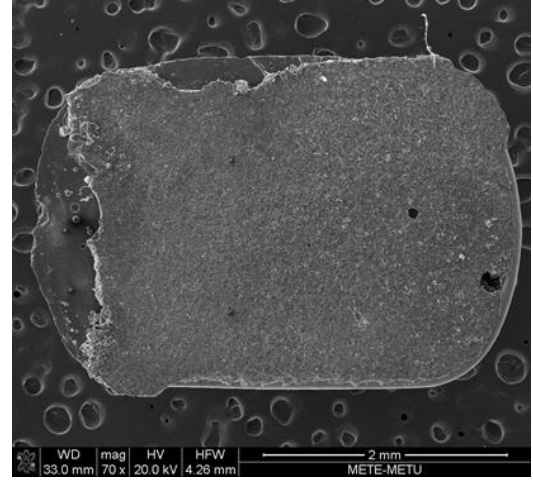
Şekil 4.3. Enamic Cojet buton kaidesi SEM görüntüsü



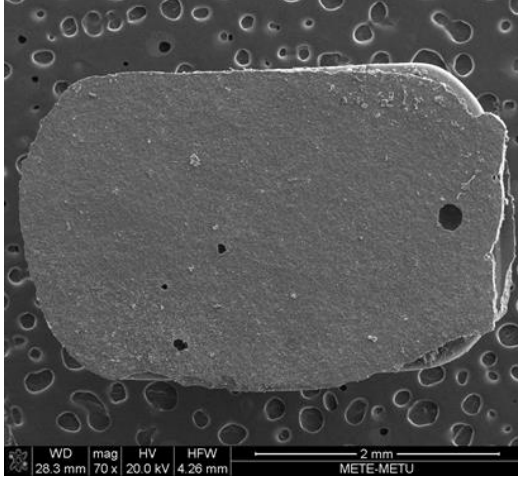
Şekil 4.4. Enamic HF asit buton kaidesi SEM görüntüsü



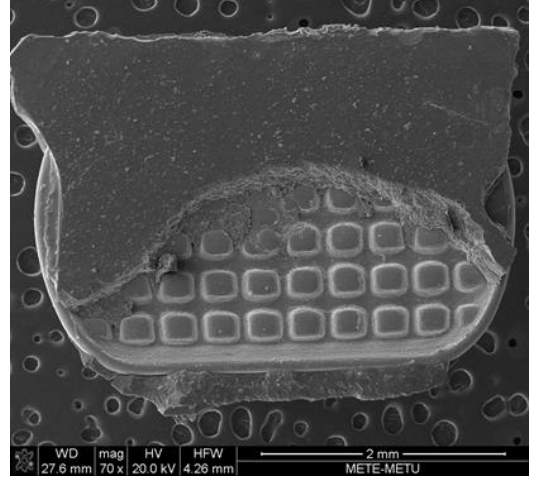
Şekil 4.5. Feldspatik porselen elmas frez grubu buton kaidesi SEM görüntüsü



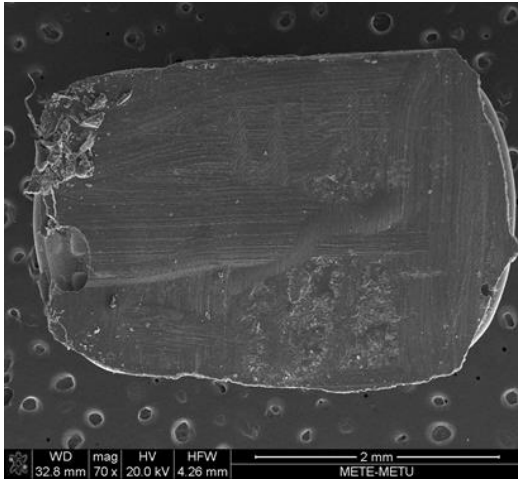
Şekil 4.6. Feldspatik porselen Al₂O₃ grubu buton vkaidesi SEM görüntüsü



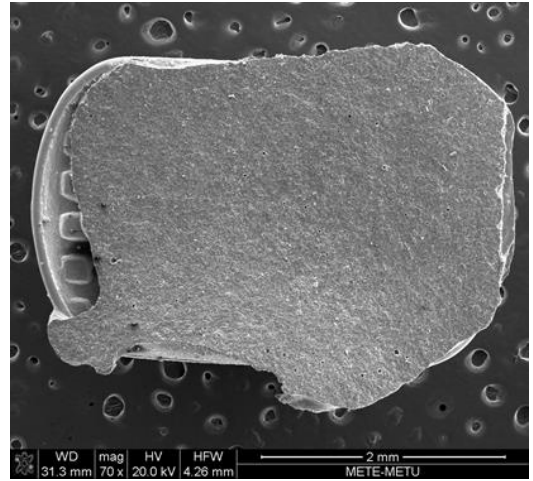
Şekil 4.7. Feldspatik porselen Cojet grubu buton kaidesi SEM görüntüsü



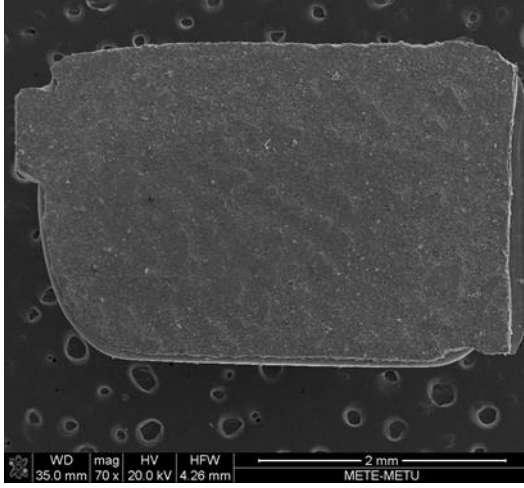
Şekil 4.8. Feldspatik porselen HF asit grubu buton kaidesi SEM görüntüsü



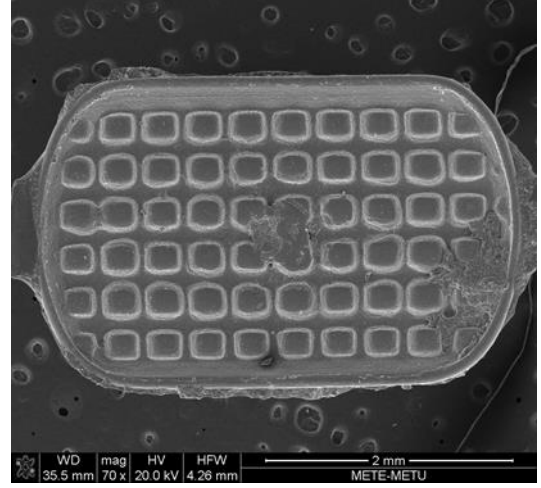
Şekil 4.9. Monolitik Zirkon elmas frez grubu buton kaidesi SEM görüntüsü



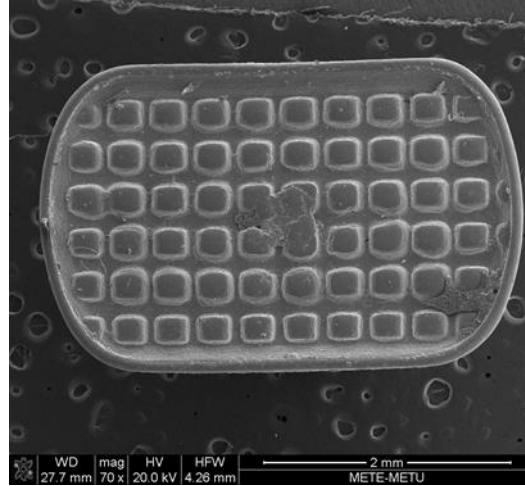
Şekil 4.10. Monolitik Zirkon Al₂O₃ grubu buton kaidesi SEM görüntüsü



Şekil 4.11. Monolitik Zirkon Cojet grubu buton kaidesi SEM görüntüsü



Şekil 4.12. Monolitik Zirkon HF asit grubu buton kaidesi SEM görüntüsü



Şekil 4.13. Diş kontrol grubu buton kaidesi SEM görüntüsü

4.3. Optik Profilometre Bulguları

4.3.1. Kullanılan materyallerin uygulanan pürüzlendirme tiplerine göre pürüzlülük bulguları

Çalışmada kullanılan materyallerin uygulanan pürüzlendirme tiplerine göre pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.7’de yer almaktadır.

Tablo 4.7. Materyal ve pürüzlendirme türlerine göre pürüzlülük düzeyleri

	Porselen	Zirkon	Enamic	p-değeri †
PV				
HF	36.2 (29.6-47.2) ^{A,a}	85.1 (75.1-106.0) ^{A,B,d,e}	28.1 (20.5-33.5) ^{B,d,e}	<0.001
Al ₂ O ₃	36.8 (25.4-52.9) ^{C,b}	24.6 (21.4-36.2) ^{B,b,d}	88.1 (81.6-109.7) ^{B,C,b,d,f}	<0.001
Cojet	81.3 (72.6-93.1) ^{C,a,b,c}	71.0 (63.8-88.9) ^{B,b,c}	34.6 (22.9-38.7) ^{B,C,b}	<0.001
Elmas f.	44.5 (36.3-59.1) ^c	30.5 (12.1-52.6) ^{c,e}	40.3 (32.0-49.9) ^{e,f}	0.197
p-değeri ‡	<0.001	<0.001	<0.001	
RMS				
HF	1.05 (0.49-1.53)	1.25 (0.74-2.45) ^d	0.58 (0.40-0.70) ^{d,e}	0.017
Al ₂ O ₃	1.17 (0.88-1.39) ^{A,C}	0.42 (0.35-0.51) ^{A,B,b,d,f}	1.98 (1.32-3.19) ^{B,C,b,d}	<0.001
Cojet	0.94 (0.68-1.33)	0.86 (0.42-0.98) ^b	0.63 (0.52-0.93) ^{b,c}	0.162
Elmas f.	1.41 (0.77-1.72)	1.09 (0.84-1.63) ^f	1.05 (0.83-1.99) ^{c,e}	0.867
p-değeri ‡	0.528	<0.001	<0.001	
Ra				
HF	0.39 (0.28-0.56) ^{d,e}	0.51 (0.26-1.19) ^{a,e}	0.39 (0.26-0.46) ^{d,e}	0.682
Al ₂ O ₃	0.89 (0.68-1.10) ^{A,b,d}	0.31 (0.27-0.36) ^{A,B,f}	0.75 (0.43-1.30) ^{B,d}	<0.001
Cojet	0.28 (0.21-0.57) ^{C,b,c}	0.28 (0.20-0.35) ^{B,a,c}	0.47 (0.40-0.74) ^{B,C,c}	0.004
Elmas f.	0.92 (0.83-1.10) ^{c,e}	0.81 (0.65-1.27) ^{c,e,f}	0.81 (0.57-1.47) ^{c,e}	0.613
p-değeri ‡	<0.001	<0.001	<0.001	
Rsk				
HF	3.8 (2.4-4.8) ^{a,d,e}	6.5 (0.9-24.2) ^e	3.1 (1.5-5.4) ^{a,e}	0.322
Al ₂ O ₃	-0.4 (-0.8 - 0.1) ^{A,C,b,d}	0.5 (-0.1 - 2.6) ^{A,B,b}	7.7 (4.5-13.5) ^{B,C,b,f}	<0.001
Cojet	19.2 (9.6-25.5) ^{C,a,b,c}	21.5 (13.3-28.2) ^{B,b,c}	0.7 (0.2-1.5) ^{B,C,a,b}	<0.001
Elmas f.	-1.0 (-1.4 - 0.03) ^{C,c,e}	-0.4 (-1.0 - 0.4) ^{B,c,e}	0.6 (0.1-1.1) ^{B,C,e,f}	0.002
p-değeri ‡	<0.001	<0.001	<0.001	
Rku				
HF	101.3 (84.1-109.3) ^{d,e}	449.5 (90.6-1545.1) ^{d,e}	82.4 (44.9-216.7) ^{a,e}	0.037
Al ₂ O ₃	5.4 (4.2-13.3) ^{A,C,b,d}	36.9 (25.9-182.0) ^{A,B,b,d}	155.9 (83.8-315.9) ^{B,C,b,f}	<0.001
Cojet	1054.8 (274.7-1476) ^{C,b,c}	896.2 (540.4-2030) ^{B,b,c}	18.3 (5.4-48.0) ^{B,C,a,b}	<0.001
Elmas f.	35.0 (28.3-54.0) ^{A,C,c,e}	4.2 (3.3-13.1) ^{A,c,e}	13.5 (7.0-27.9) ^{C,e,f}	<0.001
p-değeri ‡	<0.001	<0.001	<0.001	

Veriler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterilmiştir, † Pürüzlendirme türleri içerisinde materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre p<0.0125 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Materyaller içerisinde pürüzlendirme türleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre p<0.017 için sonuçlar istatistiksel olarak

anlamli kabul edildi, A: Seramik grubu ile Zirkon grubu arasindaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), B: Zirkon grubu ile Enamic grubu arasindaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), C: Seramik grubu ile Enamic grubu arasindaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), a: HF ile Cojet arasindaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.017$), b: Al_2O_3 ile Cojet arasindaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), c: Cojet ile Elmas frez arasindaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$), d: HF ile Al_2O_3 arasindaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), e: HF ile Elmas frez arasindaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.017$), f: Al_2O_3 ile Elmas frez arasindaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.01$).

4.3.2. Materyal tiplerine göre pürürlülük bulguları

Porselen alt grupları kendi içinde incelendiğinde;

PV değeri için; Cojet ile yapılan ikili karşılaştırmaların hepsi istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Ancak HF asit, Al_2O_3 ve elmas frez grupları arasindaki ikili karşılaştırmaların hiçbirisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. PV değeri için seramik materyali değerlendirildiğinde sonuçlar; Cojet > elmas frez \approx $Al_2O_3 \approx$ HF asit olarak bulunmuştur.

Rms değeri için; porselen alt gruplarının ikili karşılaştırmaları istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Ra değeri için; Al_2O_3 ile Cojet, Al_2O_3 ile HF asit , elmas frez ile Cojet ve elmas frez ile HF asit grupları arasindaki ikili karşılaştırmalar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yapılan diğer tüm ikili karşılaştırmalar anlamlı bulunmamıştır. Ra değeri için seramik materyali değerlendirildiğinde sonuçlar; elmas frez \approx $Al_2O_3 >$ HF asit \approx Cojet şeklinde sıralanır.

Rsk değeri için; Al_2O_3 ile elmas frez arasında yapılan karşılaştırma hariç tüm ikili karşılaştırmalar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Buna göre en yüksek değer Cojet grubuna aittir. Al_2O_3 ve elmas frez pürüzlendirmeleri için sonuçlar negatif olup yüzey görüntülerinde bu sonuç geniş vadilerle gösterilmektedir. Rsk değeri için seramik materyali değerlendirildiğinde sonuçlar; Cojet > HF asit > $Al_2O_3 \approx$ elmas frez olarak özetlenebilir.

Rku değeri için; HF asit ile Cojet ve Al_2O_3 ile elmas frez gruplarının ikili karşılaştırmaları hariç diğer tüm grupların ikili karşılaştırmaları istatistiksel olarak

anlamlıdır. En yüksek Rku değeri Cojet grubu için bulunmuştur. Bu bulgu Cojet grubundaki görüntülerin daha keskin ve dik tepelerden oluşan bir profil oluşturduğunu göstermektedir. Cojet \approx HF asit>elmas frez \approx Al₂O₃

Zirkon alt grupları kendi içinde incelendiğinde;

PV değeri için; HF asit ile Cojet ve Al₂O₃ ile elmas frez gruplarının ikili karşılaştırmaları hariç diğer tüm grupların ikili karşılaştırmaları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu bulgular; HF asit \approx Cojet>elmas frez \approx Al₂O₃ olarak sıralanabilir.

Rms değeri için; Al₂O₃ grubunun diğer alt gruplarla ikili karşılaştırmaları istatistiksel olarak anlamlıyken, diğer bütün ikili karşılaştırmalar anlamlı bulunmamıştır. Bu değerler; HF asit \approx elmas frez \approx Cojet>Al₂O₃ şeklindedir.

Ra değeri için; Cojet ile Al₂O₃ ve HF asit ile Al₂O₃ grupları arasındaki ikili karşılaştırmalar haricinde tüm değerler istatistiksel olarak anlamlıdır. Ra değeri için sonuçlar; Elmas frez>HF asit \approx Al₂O₃ \approx Cojet olarak özetlenebilir.

Rsk değeri için; HF asit ile Cojet, HF asit ile Al₂O₃ ve Al₂O₃ ile elmas frez grupları arasında yapılan ikili karşılaştırmalar dışındaki tüm sonuçlar anlamlıdır. Rsk değeri için sonuçlar; Cojet \approx HF asit \approx Al₂O₃ \approx Elmas frez olarak sıralanır.

Rku değeri için; HF asit ile Cojet ve Al₂O₃ ile elmas frez grupları arasındaki karşılaştırmalar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Diğer pürüzlendirme alt grupları arasındaki ikili karşılaştırmalar anlamlıdır. En yüksek değer Cojet grubu için ölçülmüştür. Rku değeri için sonuçlar; Cojet \approx HF asit>Al₂O₃ \approx Elmas frez olarak sıralanmaktadır.

Hibrit seramik (Enamic) alt grupları kendi içinde incelendiğinde;

PV değeri için; HF asit ile Cojet, Cojet ile elmas frez grubu arasındaki karşılaştırmalar dışında tüm ikili karşılaştırmalar için değerler anlamlı bulunmuştur.

Enamic grubu içerisinde en yüksek PV değerine sahip grup Al_2O_3 olarak tespit edilmiştir. Sonuçlar; $Al_2O_3 > Elmas\ frez \approx Cojet \approx HF\ asit$ şeklindedir.

Rms değeri için; HF asit ile Cojet ve Al_2O_3 ile elmas frez grupları arasındaki ikili karşılaştırmalar dışında tüm karşılaştırmalar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Sonuçlar; $Al_2O_3 \approx Elmas\ frez > Cojet \approx HF\ asit$ olarak sıralanmaktadır.

Ra değeri için; HF asit ile Cojet, Al_2O_3 ile Cojet ve Al_2O_3 ile elmas frez grupları arasındaki ikili karşılaştırmalar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu grupların haricinde tüm değerler anlamlıdır. Ra değeri için sonuçlar; $Elmas\ frez \approx Al_2O_3 \approx Cojet \approx HF\ asit$ şeklinde sıralanmaktadır.

Rsk değeri için; Cojet ile elmas frez ve HF asit ile Al_2O_3 gruplarının ikili karşılaştırmaları istatistiksel olarak anlamlı, diğer alt grupların ikili karşılaştırmaları anlamlı bulunmamıştır. Rsk değeri için sonuçlar; $Al_2O_3 \approx HF\ asit > Cojet \approx Elmas\ frez$ olarak sıralanmaktadır.

Rku değeri için; Cojet ile elmas frez ve HF asit ile Al_2O_3 gruplarının ikili karşılaştırmaları istatistiksel olarak anlamlı, diğer alt grupların ikili karşılaştırmaları anlamlı bulunmamıştır. Rku değeri için sonuçlar; $Al_2O_3 \approx HF\ asit > Cojet \approx Elmas\ frez$ olarak sıralanmaktadır.

4.3.3. Pürüzlendirme tiplerine göre pürüzlülük bulguları

HF asit ile pürüzlendirme yapıldığında;

PV değeri için, zirkon grubunda bulunan değer, hem seramik grubundan hem de enamic grubundan anlamlı derecede daha yüksektir. Seramik ile enamic grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($Zirkon > Seramik \approx Enamic$).

Rms, Ra, Rsk, Rku değerleri için yapılan hiçbir ikili karşılaştırma sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($Zirkon \approx Seramik \approx Enamic$).

Al₂O₃ ile pürüzlendirme yapıldığında;

PV değeri için, seramik ile zirkon arasında yapılan karşılaştırma sonuçları anlamlı değildir. Ancak enamic grubunun diğer iki grup ile yapılan ikili karşılaştırma sonuçları anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Enamic>Seramik≈Zirkon).

Rms değeri için, tüm materyal gruplarının ikili karşılaştırmaları anlamlı olup en yüksek değerler sırasıyla enamic, seramik ve zirkon gruplarına aittir (Enamic>Seramik>Zirkon)

Ra değeri için, zirkonun seramik ve enamic gruplarıyla ikili karşılaştırmaları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Diğer ikili karşılaştırmalar anlamlı değildir. Hem seramik hem de enamic grubunun değerleri zirkon grubundan daha yüksek bulunmuştur (Seramik≈Enamic>Zirkon).

Rsk değeri için, tüm ikili karşılaştırma sonuçları anlamlı sonuçlar vermiştir ve sonuçlar sırasıyla en yüksek enamic, zirkon ve son olarak seramik grubunda elde edilmiştir (Enamic>Zirkon>Seramik).

Rku değeri için, tüm ikili karşılaştırma sonuçları anlamlı sonuçlar vermiştir ve sonuçlar sırasıyla en yüksek enamic, zirkon ve son olarak seramik grubunda elde edilmiştir (Enamic>Zirkon>Seramik).

Cojet ile pürüzlendirme yapıldığında;

PV değeri için, seramik ve zirkonun enamic grubu ile yapılan ikili karşılaştırmaları anlamlı ve enamic grubuna göre yüksek bulunmuştur. Ancak seramik ile zirkon arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Seramik≈Zirkon>Enamic).

Rms değeri için, materyal grupları arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları anlamlı bulunmamıştır.

Ra değeri için, seramik ve zirkonun enamic grubu ile yapılan ikili karşılaştırma sonuçları anlamlı ve enamic grubuna göre daha düşük bulunmuştur (Enamic>Seramik≈Zirkon)

Rsk değeri için, seramik ve zirkonun enamic grubu ile yapılan ikili karşılaştırma sonuçları anlamlı ve enamic grubuna göre yüksektir. Seramik ve zirkon materyali arasında yapılan karşılaştırma ise anlamlı bulunmamıştır (Zirkon≈Seramik>Enamic).

Rku değeri için, seramik ve zirkonun enamic grubu ile yapılan ikili karşılaştırma sonuçları anlamlı ve enamic grubuna göre yüksektir. Seramik ve zirkon materyali arasında yapılan karşılaştırma ise anlamlı bulunmamıştır (Zirkon≈Seramik>Enamic).

Elmas frez ile pürüzlendirme yapıldığında;

Gruplar arası yapılan ikili karşılaştırmalar, PV, Rms ve Ra değerleri için istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Rsk değeri için, seramik ve zirkonun enamic ile ikili karşılaştırma değerleri anlamlı olup enamic grubunun sonuçları diğer iki gruba göre daha yüksek bulunmuştur. Seramik ve zirkon grupları arasındaki karşılaştırmada sonuçlar anlamlı değildir (Enamic>Zirkon≈Seramik).

Rku değeri için, zirkon ve enamic grubunun seramik ile ikili karşılaştırma sonuçları anlamlıdır ve seramik grubu en yüksek değerlere sahiptir. Zirkon ile enamic grupları arasındaki karşılaştırmalar anlamlı değildir (Seramik>Enamic≈Zirkon).

4.3.4. İşlem gören ve görmeyen diş grubunun işlem görmeyen materyal ve materyal alt gruplarıyla ikili karşılaştırma bulguları

4.3.4.1. Diş kontrol grubu ile materyallerin alt grupları arasında yapılan karşılaştırma bulguları

Diş kontrol grubu ile materyallerin alt grupları arasında yapılan karşılaştırma bulguları Tablo 4.8’de verilmiştir.

Tablo 4.8. Diş kontrol grubunun materyal alt gruplarına göre pürüzlülük düzeyleri

	Kontrol	Porselen	Zirkon	Enamic
PV	41.0 (30.2-47.4)			
HF		36.2 (29.6-47.2)	85.1 (75.1-106.0)^A	28.1 (20.5-33.5)
Al ₂ O ₃		36.8 (25.4-52.9)	24.6 (21.4-36.2)	88.1 (81.6-109.7)^A
Cojet		81.3 (72.6-93.1)^A	71.0 (63.8-88.9)^A	34.6 (22.9-38.7)
Elmas frez		44.5 (36.3-59.1)	30.5 (12.1-52.6)	40.3 (32.0-49.9)
Rms	1.8 (1.4-2.3)			
HF		1.05 (0.49-1.53)^A	1.25 (0.74-2.45)	0.58 (0.40-0.70)^A
Al ₂ O ₃		1.17 (0.88-1.39)^A	0.42 (0.35-0.51)^A	1.98 (1.32-3.19)
Cojet		0.94 (0.68-1.33)^A	0.86 (0.42-0.98)^A	0.63 (0.52-0.93)^A
Elmas frez		1.41 (0.77-1.72)	1.09 (0.84-1.63)^A	1.05 (0.83-1.99)
Ra	1.4 (1.1-1.8)			
HF		0.39 (0.28-0.56)^A	0.51 (0.26-1.19)^A	0.39 (0.26-0.46)^A
Al ₂ O ₃		0.89 (0.68-1.10)^A	0.31 (0.27-0.36)^A	0.75 (0.43-1.30)^A
Cojet		0.28 (0.21-0.57)^A	0.28 (0.20-0.35)^A	0.47 (0.40-0.74)^A
Elmas frez		0.92 (0.83-1.10)^A	0.81 (0.65-1.27)^A	0.81 (0.57-1.47)
Rsk	-0.3 (-0.6 - 0.2)			
HF		3.8 (2.4-4.8)^A	6.5 (0.9-24.2)^A	3.1 (1.5-5.4)^A
Al ₂ O ₃		-0.4 (-0.8 - 0.1)	0.5 (-0.1 - 2.6)^A	7.7 (4.5-13.5)^A
Cojet		19.2 (9.6-25.5)^A	21.5 (13.3-28.2)^A	0.7 (0.2-1.5)^A
Elmas frez		-1.0 (-1.4 - 0.03)	-0.4 (-1.0 - 0.4)	0.6 (0.1-1.1)
Rku	4.1 (3.0-6.1)			
HF		101.3 (84.1-109.3)^A	449.5 (90.6-1545.1)^A	82.4 (44.9-216.7)^A
Al ₂ O ₃		5.4 (4.2-13.3)	36.9 (25.9-182.0)^A	155.9 (83.8-315.9)^A
Cojet		1054.8 (274.7-1475.9)^A	896.2 (540.4-2029.7)^A	18.3 (5.4-48.0)^A
Elmas frez		35.0 (28.3-54.0)^A	4.2 (3.3-13.1)	13.5 (7.0-27.9)^A

Veriler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterilmiştir, A: Negatif Kontrol grubu ile arasındaki fark Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı (p<0.0042).

Sonuçlar incelendiğinde diş kontrol grubuna göre materyallerin alt gruplarıyla yapılan karşılaştırma sonuçlarındaki anlamlılık ‘A’ harfi ile belirtilmiştir.

Çalışmada kullanılan işlem görmemiş materyallerin ve işlem görmemiş dişin işlem görmüş materyaller ve işlem görmüş diş ile yapılan pürüzlülük karşılaştırmaları Tablo 4.9 da yer almaktadır.

Tablo 4.9. Alt gruplara ve işlem görmemiş gözlemlere göre pürüzlülük düzeyleri

	Kontrol	Seramik	Zirkon	Enamic
PV	41.0 (30.2-47.4) ^A			
IG	112.4 (90.2-270.3)	6.2 (5.5-7.9) ^{E,F}	5.3 (4.7-8.1) ^{E,F}	27.8 (18.9-40.5) ^E
HF		36.2 (29.6-47.2) ^B	85.1 (75.1-106.0) ^C	28.1 (20.5-33.5)
Al ₂ O ₃		36.8 (25.4-52.9) ^B	24.6 (21.4-36.2) ^C	88.1 (81.6-109.7) ^D
Cojet		81.3 (72.6-93.1) ^B	71.0 (63.8-88.9) ^C	34.6 (22.9-38.7)
Elmas frez		44.5 (36.3-59.1) ^B	30.5 (12.1-52.6) ^C	40.3 (32.0-49.9)
Rms	1.8 (1.4-2.3) ^A			
IG	5.5 (4.0-7.9)	0.22 (0.18-0.35) ^{E,F}	0.24 (0.22-0.50) ^{E,F}	0.45 (0.28-0.47) ^{E,F}
HF		1.05 (0.49-1.53) ^B	1.25 (0.74-2.45) ^C	0.58 (0.40-0.70)
Al ₂ O ₃		1.17 (0.88-1.39) ^B	0.42 (0.35-0.51)	1.98 (1.32-3.19) ^D
Cojet		0.94 (0.68-1.33) ^B	0.86 (0.42-0.98)	0.63 (0.52-0.93) ^D
Elmas frez		1.41 (0.77-1.72) ^B	1.09 (0.84-1.63) ^C	1.05 (0.83-1.99) ^D
Ra	1.4 (1.1-1.8) ^A			
IG	0.90 (0.66-1.19)	0.19 (0.12-0.25) ^{E,F}	0.22 (0.15-0.37) ^{E,F}	0.36 (0.25-0.49) ^{E,F}
HF		0.39 (0.28-0.56) ^B	0.51 (0.26-1.19)	0.39 (0.26-0.46)
Al ₂ O ₃		0.89 (0.68-1.10) ^B	0.31 (0.27-0.36)	0.75 (0.43-1.30)
Cojet		0.28 (0.21-0.57)	0.28 (0.20-0.35)	0.47 (0.40-0.74)
Elmas frez		0.92 (0.83-1.10) ^B	0.81 (0.65-1.27) ^C	0.81 (0.57-1.47) ^D
Rsk	-0.3 (-0.6 - 0.2) ^A			
IG	1.3 (0.9-3.4)	0.06 (-0.15 - 0.22) ^E	0.05 (-1.2 - 0.6) ^E	0.3 (-0.3 - 0.7) ^E
HF		3.8 (2.4-4.8) ^B	6.5 (0.9-24.2) ^C	3.1 (1.5-5.4) ^D
Al ₂ O ₃		-0.4 (-0.8 - 0.1)	0.5 (-0.1 - 2.6)	7.7 (4.5-13.5) ^D
Cojet		19.2 (9.6-25.5) ^B	21.5 (13.3-28.2) ^C	0.7 (0.2-1.5)
Elmas frez		-1.0 (-1.4 - 0.03) ^B	-0.4 (-1.0 - 0.4)	0.6 (0.1-1.1)
Rku	4.1 (3.0-6.1) ^A			
IG	88.4 (63.8-146.3)	2.1 (1.2-2.2) ^{E,F}	1.6 (0.7-2.2) ^{E,F}	25.4 (20.6-36.1) ^{E,F}
HF		101.3 (84.1-109.3) ^B	449.5 (90.6-1545.1) ^C	82.4 (44.9-216.7) ^D
Al ₂ O ₃		5.4 (4.2-13.3) ^B	36.9 (25.9-182.0) ^C	155.9 (83.8-315.9) ^D
Cojet		1054.8 (274.7-1476) ^B	896.2 (540.4-2029.7) ^C	18.3 (5.4-48.0)
Elmas frez		35.0 (28.3-54.0) ^B	4.2 (3.3-13.1) ^C	13.5 (7.0-27.9)

Veriler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterilmiştir, IG: İşlem görmemiş, A: İşlem görmemiş kontrol grubu ile negatif kontrol grubu arasındaki fark Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı (p<0.0038), B: İşlem görmemiş seramik grubu ile işlem görmüş herhangi seramik grubu arasındaki fark Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı (p<0.0038), C: İşlem görmemiş zirkon grubu ile işlem görmüş herhangi zirkon grubu arasındaki fark Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı (p<0.0038), D: İşlem görmemiş enamic grubu ile işlem görmüş herhangi enamic grubu arasındaki fark Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı (p<0.0038), E: İşlem görmeyen kontrol (diş) grubu ile İşlem görmemiş materyal arasındaki fark Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı (p<0.0042), F: Negatif kontrol (diş) grubu ile işlem görmemiş materyal arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.0001).

4.3.4.2. İşlem görmeyen diş ile işlem görmeyen materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin ikili karşılaştırma bulguları

İşlem görmeyen diş ile işlem görmeyen seramik için; PV, Rms, Ra, Rsk ve Rku değerlerinin tümü anlamlıdır ve işlem görmeyen seramik grubu için daha düşük bulunmuştur.

İşlem görmeyen diş ile işlem görmeyen zirkon grubu için; parametrelerin tümü anlamlıdır ve işlem görmeyen zirkon grubunda daha düşüktür.

İşlem görmeyen diş ile işlem görmeyen enamic grubu için de yine tüm parametreler anlamlı ve enamic grubu için daha düşük bulunmuştur.

4.3.4.3. İşlem görmeyen materyal ile işlem gören materyal gruplarının karşılaştırma bulguları

İşlem gören seramik grupları ile yapılan karşılaştırmada;

Seramik+HF asit grubunun yüzey pürüzlülük değerleri, işlem görmeyen seramik grubunun yüzey pürüzlülük değerlerine göre tüm parametrelerde anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Seramik+Al₂O₃ grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen seramik grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Rsk parametresi hariç tüm parametrelerde sonuçlar anlamlı ve işlem görmeyen seramik grubundan daha yüksek bulunmuştur.

Seramik+Cojet grubunun yüzey pürüzlülük değerleri, işlem görmeyen seramik grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Ra hariç tüm parametrelerde sonuçlar anlamlı ve işlem görmemiş gruba göre yüksek bulunmuştur.

Seramik+elmas frez grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile işlem görmeyen seramik grubunun yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında; tüm parametreler

anlamli bulunmuştur. Rsk dışındaki parametreler seramik elmas frez grubu için yüksek bulunmuştur.

Zirkon+HF asit grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen zirkon grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Ra dışındaki tüm parametreler istatistiksel olarak anlamlı ve işlem gören grupta daha yüksek bulunmuştur.

Zirkon+Al₂O₃ grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen zirkon grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında, PV ve Rku parametreleri istatistiksel olarak anlamlıyken, diğer parametreler anlamlı bulunmamıştır. PV ve Rku değerleri ise işlem gören grupta daha yüksek bulunmuştur.

Zirkon+Cojet grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen zirkon grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Rms ve Ra parametreleri istatistiksel olarak anlamlı değildir. Diğer tüm parametreler anlamlı olup, işlem gören grupta daha yüksek değerlere sahiptir.

Zirkon+elmas frez grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen zirkon grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Rsk parametresi dışındaki tüm sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır ve Zirkon+elmas frez grubunun sonuçları daha yüksek bulunmuştur.

Enamic+HF asit grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen enamic grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Rsk ve Rku dışındaki parametrelerde sonuçlar anlamlı bulunmamıştır. Rsk ve Rku değerleri işlem görmüş enamic grubunda daha yüksektir.

Enamic+Al₂O₃ grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen enamic grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Ra parametresindeki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Diğer tüm parametrelerde sonuçlar anlamlı ve işlem gören grup için yüksek bulunmuştur.

Enamic+Cojet grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen enamic grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Rms hariç hiçbir parametre için sonuç anlamlı değildir. Rms değeri Enamic+Cojet grubunda daha yüksek bulunmuştur.

Enamic+elmas frez grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen enamic grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Rms ve Ra dışındaki parametrelerde sonuçlar anlamlı bulunmamıştır. Rms ve Ra değerleri enamic+elmas frez grubu için daha yüksek bulunmuştur.

4.3.4.4. Diş kontrol grubu (ortofosforik asit ile pürüzlendirilen diş) ile işlem görmemiş materyallerin karşılaştırma bulguları

Diş kontrol grubu ile işlem görmemiş seramik grubunun yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında; Rsk hariç tüm parametreler anlamlı olup, işlem görmemiş seramik grubundaki pürüzlülük değerleri daha düşük bulunmuştur.

Diş kontrol grubu ile işlem görmemiş zirkon grubunun yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında; Rsk değeri hariç tüm parametreler anlamlı bulunmuştur ve işlem görmemiş zirkon grubundaki pürüzlülük değerleri daha düşük bulunmuştur.

Diş kontrol grubu ile işlem görmemiş enamic grubunun yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında; Rms , Ra ve Rku parametreleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Rms ve Ra parametreleri işlem görmemiş enamic grubunda daha düşük, Rku değeri daha yüksek bulunmuştur.

4.3.4.5. Diş kontrol grubu ile işlem görmemiş diş grubunun karşılaştırma bulguları

PV, Rms, Ra, Rsk ve Rku parametrelerinin hepsinde negatif kontrol olarak kullanılan diş grubu ile işlem görmemiş diş grubunun yüzeylerindeki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ra parametresi hariç tüm değerler işlem görmemiş diş grubunda daha yüksek bulunmuştur.

4.3.4.6. İşlem görmeyen diş grubunun işlem gören materyal alt gruplarıyla karşılaştırma bulguları

İşlem görmeyen diş grubu ile işlem gören materyallerin alt grupları arasında profilometre ölçümleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar Tablo 4.10'da gösterilmiştir. Elde edilen farklar Tablo 4.9'daki değerlere göre karşılaştırılmıştır.

Tablo 4.10. İşlem görmeyen diş grubu ile işlem gören diğer materyaller arasında profilometre ölçümleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar

Çoklu Karşılaştırmalar †	PV	rms	Ra	Rsk	Rku
İşlem görmeyen diş vs seramik HF	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001	p=0.0393	p=0.6104
İşlem görmeyen diş vs seramik Al ₂ O ₃	p<0.0001	p<0.0001	p=0.6665	p<0.0001	p<0.0001
İşlem görmeyen diş vs seramik Cojet	p=0.0003	p<0.0001	p=0.0005	p<0.0001	p=0.0010
İşlem görmeyen diş vs seramik Elmas frez	p<0.0001	p<0.0001	p=0.8042	p<0.0001	p<0.0001
İşlem görmeyen diş vs zircon HF	p=0.0029	p<0.0001	p=0.0479	p=0.0697	p=0.0320
İşlem görmeyen diş vs zircon Al ₂ O ₃	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001	p=0.1044	p=0.0785
İşlem görmeyen diş vs zircon Cojet	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001
İşlem görmeyen diş vs zircon Elmas frez	p<0.0001	p<0.0001	p=0.5922	p=0.0002	p<0.0001
İşlem görmeyen diş vs enamic HF	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001	p=0.0988	p=0.7050
İşlem görmeyen diş vs enamic Al ₂ O ₃	p=0.0165	p<0.0001	p=0.3663	p=0.0004	p=0.1044
İşlem görmeyen diş vs enamic Cojet	p<0.0001	p<0.0001	p=0.0009	p=0.0367	p<0.0001
İşlem görmeyen diş vs enamic Elmas frez	p<0.0001	p<0.0001	p=0.9272	p=0.0449	p<0.0001

İşlem görmeyen diş grubu ile işlem gören materyal grupları karşılaştırıldığında;

Seramik+HF asit grubunun yüzey pürüzlülük değerleri, işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerlerine göre Rsk ve Rku hariç tüm parametrelerde anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Seramik+Al₂O₃ grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Ra parametresi hariç tüm parametrelerde sonuçlar anlamlı ve seramik grubundan daha düşük bulunmuştur.

Seramik+Cojet grubunun yüzey pürüzlülük değerleri, işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; tüm parametrelerde

sonuçlar anlamlı ve PV, Rms, Ra parametrelerinde işlem görmemiş diş grubuna göre düşük, Rsk ve Rku parametrelerinde ise daha yüksek bulunmuştur.

Seramik+elmas frez grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında; Ra parametresi hariç tüm parametrelerdeki fark anlamlı ve seramik+elmas frez grubu için daha düşük bulunmuştur.

Zirkon+HF asit grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; PV ve Rms parametreleri istatistiksel olarak anlamlı ve işlem gören zirkon grubunda daha düşük bulunmuştur.

Zirkon+Al₂O₃ grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında, Rsk ve Rku parametreleri hariç diğer tüm parametreler istatistiksel olarak anlamlı ve zirkon grubunda daha düşük bulunmuştur.

Zirkon+Cojet grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; tüm parametreler anlamlı olup, Rsk ve Rku hariç işlem gören grupta daha düşük değerlere sahiptir.

Zirkon+elmas frez grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Ra parametresi dışındaki tüm sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır ve Zirkon+elmas frez grubunun sonuçları tüm parametrelerde daha düşük bulunmuştur.

Enamic+HF asit grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Rsk ve Rku dışındaki parametrelerde sonuçlar anlamlı ve diş grubuna göre daha düşük bulunmuştur.

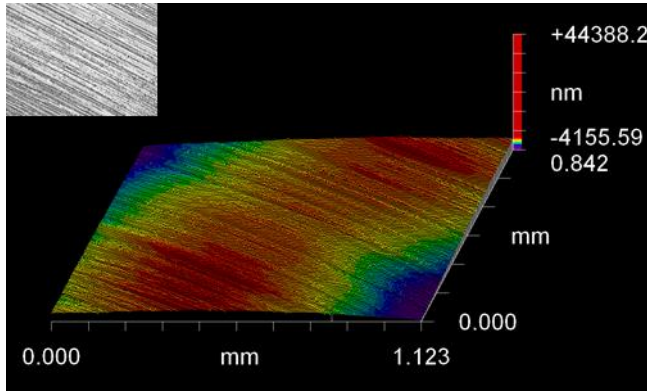
Enamic+Al₂O₃ grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; PV, Ra ve Rku parametrelerindeki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Rms ve Rsk

parametrelerindeki farklar anlamlı ve diş grubuna göre Rms daha düşük, Rsk daha yüksek değerlere sahiptir.

Enamic+Cojet grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Rsk parametresi için sonuç anlamlı değildir. Diğer tüm gruplarda sonuçlar anlamlı ve diş grubuna göre daha düşük bulunmuştur.

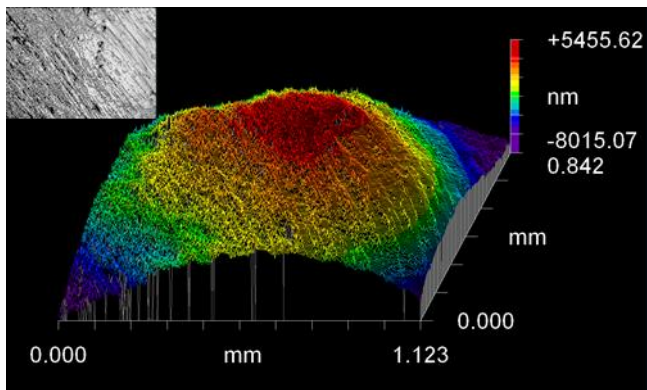
Enamic+elmas frez grubunun yüzey pürüzlülük değerleri işlem görmeyen diş grubunun yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında; Ra ve Rsk dışındaki parametrelerde sonuçlar anlamlı ve işlem görmemiş diş grubuna göre daha düşük bulunmuştur.

Yüzey pürüzlülüğü sonuçlarına göre elde edilen üç boyutlu interferogram görüntüleri gruplar için aşağıdaki gibidir (Şekil 4.14;A-R).

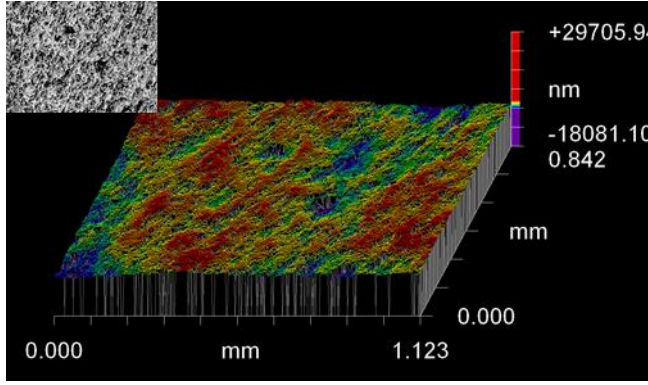


Şekil 4.14. Deney örneklerinin Optik Profilometre EDS görüntüleri

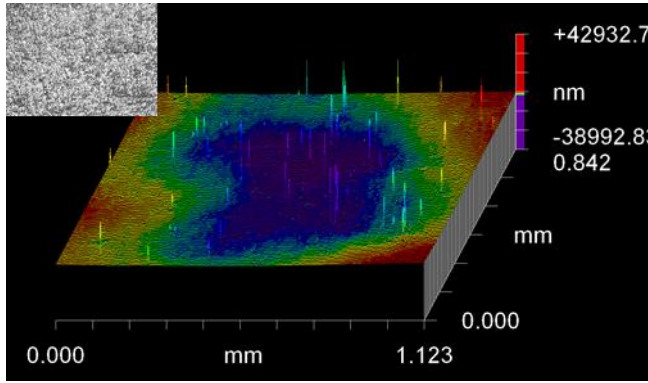
A: İşlem görmemiş diş grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



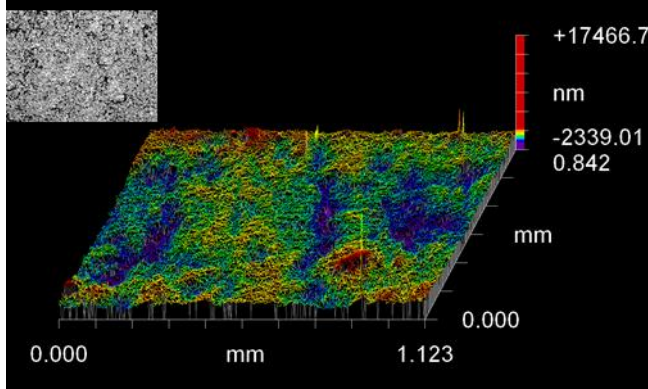
B: Diş kontrol grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



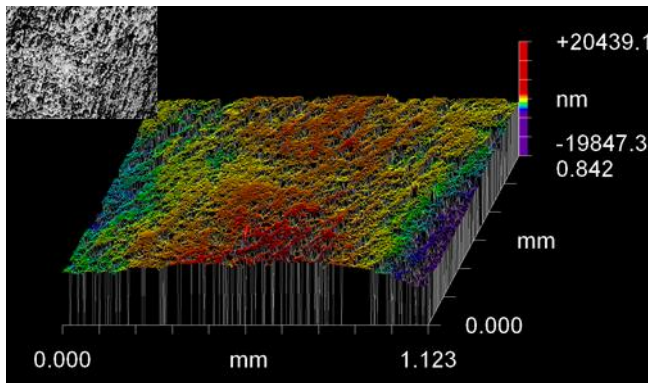
C: İşlem görmemiş enamic grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



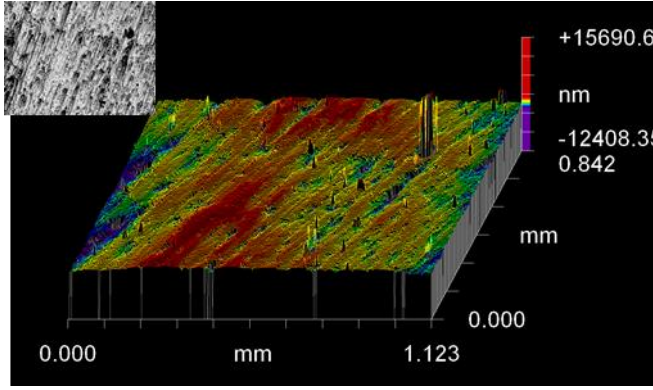
D: Enamic Al₂O₃ grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



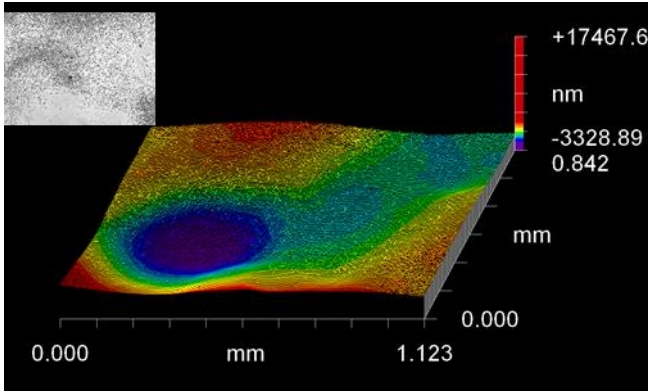
E: Enamic Cojet grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



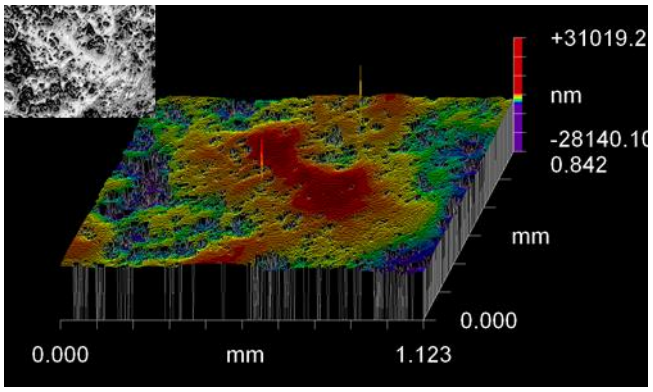
F: Enamic elmas frez grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



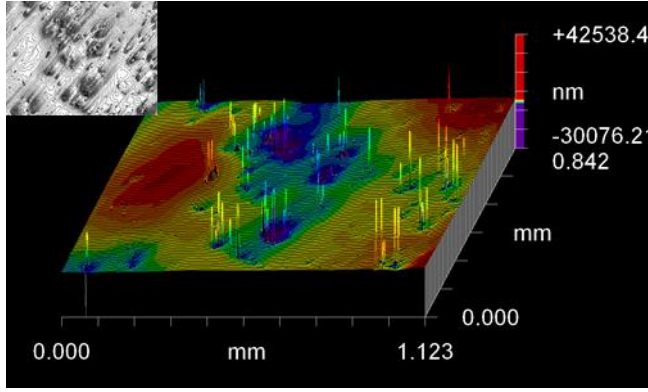
G: Enamic HF asit grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



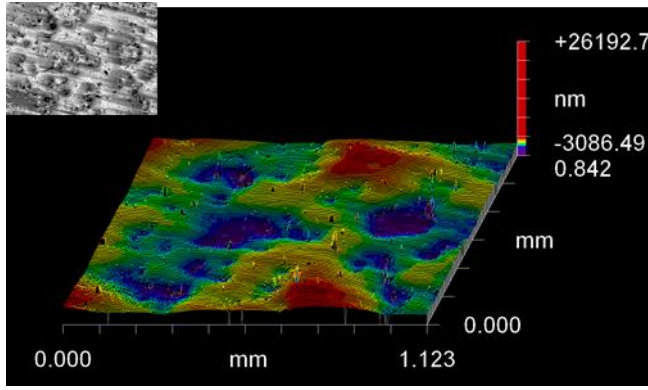
H: İşlem görmemiş feldspatik porselen grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



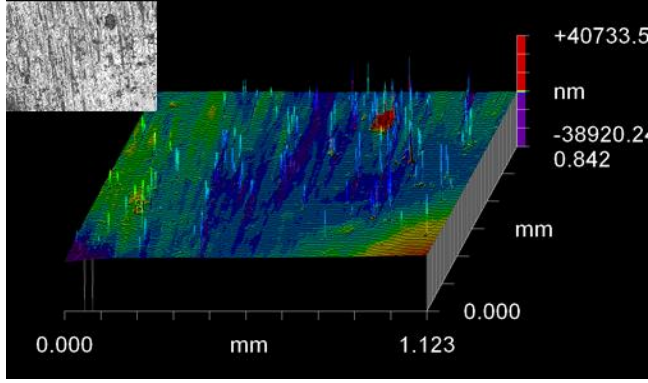
I: Feldpatik porselen Al₂O₃ grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



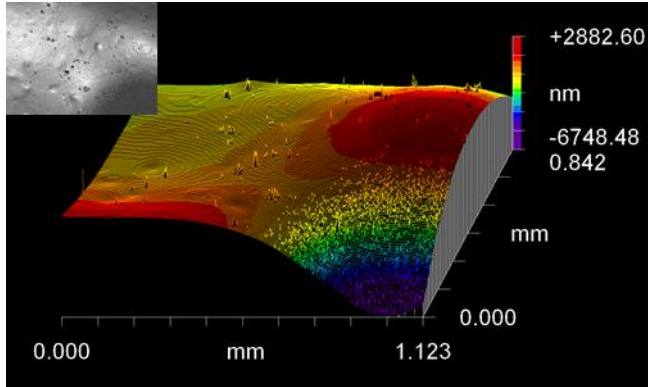
J: Feldspatık porselen Cojet grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



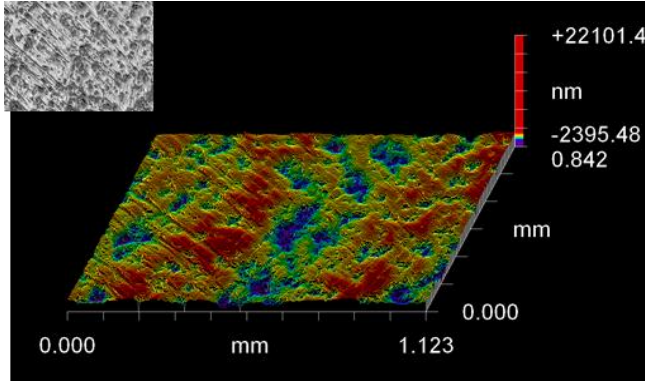
K: Feldspatık porselen elmas frez grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



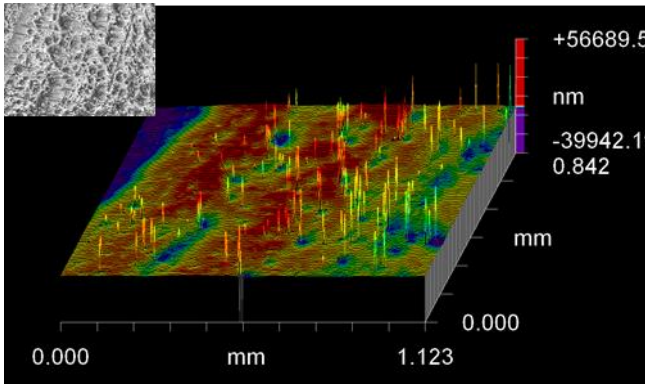
L: Feldspatık porselen HF asit grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



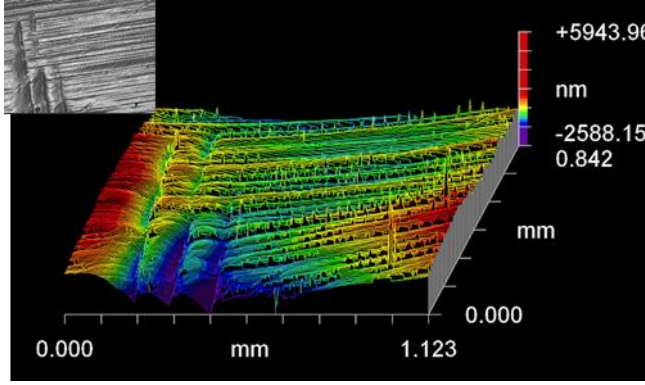
M: İşlem görmemiş monolitik zirkon grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



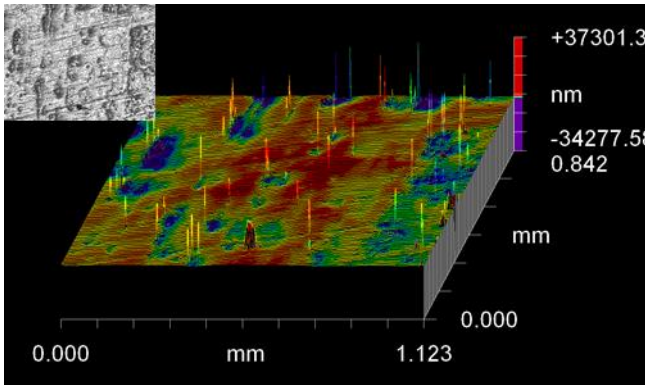
N: Monolitik zirkon Al_2O_3 grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



O: Monolitik zirkon Cojet grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



P: Monolitik zirkon elmas frez grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü



R: Monolitik zirkon HF asit grubuna ait 3 boyutlu interferogram ve SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Tartışılması

Ortodontide teknoloji ve estetik materyallerde meydana gelen gelişmelerle birlikte tedaviye başvuran erişkinlerin sayısı her geçen yıl artmaktadır (6). Erişkin hastaların çocuk hastalara göre ağızlarındaki dental restorasyonların fazlalığı, araştırmacıları bu restorasyonlara ortodontik ataşman yapıştırılabilmesi için yeni pürüzlendirme teknikleri ve yeni materyaller geliştirmeye itmiştir.

Ortodonti pratiğinde rutin bir yöntem olan minenin asit ile pürüzlendirilerek braketlerin yapıştırılması işlemi ilk defa 1955 yılında Buonocore tarafından mine yüzeyine %85'lik fosforik asit uygulanarak bağlanma kuvvetinin artırılmasıyla gösterilmiştir (1). 1970'lerde ise farklı adeziv materyallerle braket yapıştırma üzerine çalışmalar yayınlamıştır (3-5). Bu çalışmaların sonucunda, mine yüzeyinin asit ile pürüzlendirilerek braket yapıştırılmasının ortodontide altın standart olduğu anlaşılmıştır. Dental restorasyonlara braket yapıştırılması işlemiyle ilgili literatürde çok sayıda çalışma yayınlanmıştır. Bu çalışmaların büyük çoğunluğu porselen materyalini incelemiş ve araştırmacılar sıklıkla yüzey pürüzlendirme tekniklerininin bağlanmaya etkisini araştırmıştır (7-9,12,19,20).

Son yıllarda diş hekimliği pratiğine giren zirkonyum esaslı seramik restorasyonlar hem estetik hem de dayanıklılık açısından tercih edilmeye başlanmıştır. Monolitik zirkonya klinik pratiğine yeni giren bir materyal olması nedeniyle ortodontik ataşmanların yapıştırılması ve bağlanma direncine etkisi konusunda yeterli çalışma mevcut değildir (155). Hibrit seramik materyali de son yıllarda geliştirilen bir estetik materyal olup Elsaka ve Çekiç-Nagaş ve ark., tarafından yapılan, materyal yüzeyine bağlanmanın araştırıldığı çalışmalar mevcuttur (126,156). Ancak literatürde bu materyalle ilgili yeterli sayıda çalışma mevcut değildir.

Bu nedenlerle; çalışmamızda porselen, hibrit seramik ve monolitik zirkonya yüzeylerine farklı yüzey pürüzlendirme teknikleri uygulayarak yapıştırılan ortodontik

ataşmanların bağlanma dirençlerinin değerlendirilmesi ve bu yüzeylerde kabul edilebilir bağlanmanın sağlanması için en uygun yöntemin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızın bulgularının, özellikle yeni geliştirilen monolitik zirkonya ve hibrit seramik materyallerinin yapısı ve bağlanma dirençleri hakkındaki eksik verileri tamamlayabileceği ve bu materyalleri uzun yıllardır kullanılan porselen materyali ile karşılaştırılarak bu anlamda literatüre katkı sağlayacağı düşünülmüştür.

Çalışmamızda ayrıca, debonding yapılan restorasyon yüzeylerinin artık kompozitin temizlenmesi sonrası yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

5.2. Materyal ve Metodun Tartışılması

Deneyde kullanılacak örneklerin test cihazlarına aktarılabilmesi için materyallere özel taşıyıcı blokların hazırlanması gerekmektedir. Bu konu ile ilgili yapılan in vitro çalışmaların çoğunda bu amaçla soğuk akrilik kullanılmaktadır (23,31,34,35,42,61,64,65,127,128). Bazı araştırmacılar, çalışmalarda alçı kullandıklarını da rapor etmişlerdir (129–131). Yapılan başka bir çalışmada ise dişlerin bir PVC kalıp içine gömülmesi tercih edilmiştir (132). Çalışmaların bir kısmında örneklerin ataşman yapıştırılmadan önce taşıyıcı bloklara alındığı (23,29,30,127,128,133–136) bir kısmında ise önce ataşman yapıştırılıp, sonrasında taşıyıcı bloklara alındıkları belirtilmiştir (24,27,28,31,34,41,137,138). Bu çalışmada, çoğu çalışmada tercih edildiği gibi örnekler akril bloklara ataşmanlar örnekler üzerine yapıştırılmadan önce gömülerek test cihazına aktarılmıştır.

Örneklerin bekletilme süreleri 24 saatten bir aya kadar uzanan bir süreyi kapsamaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda örnekler, deneylerden önceki 48 saat boyunca 37⁰C'deki distile su içinde bekletilmişlerdir (25,26,42,64). Aynı ısı ve sürede % 0,5'lik kloramin T solüsyonunda örneklerin saklandığı çalışmalar da mevcuttur (139). Yine yapılan çalışmalarda deneylerden önce örneklerin 37⁰C'deki deiyonize suda bekletildiği de bildirilmiştir. Oonsombat ve ark., Yamada ve ark.ve Bishara ve ark., yaptıkları çalışmalarda örnekleri deiyonize su içinde 24 saat bekletirlerken, Olsen ve ark., tarafından yapılan bir çalışmada örnekler aynı ısı ve solüsyonda 72 saat, Talbot

ve ark., tarafından yapılan başka bir çalışmada ise bir hafta bekletilmiştir (24,27,41,61,136,140). Çalışmamızda, örnekler 37⁰ C'deki distile suda deneyler yapılarına kadar bekletilmiştir.

Ağız boşluğu içerisindeki sıcaklık değişim değerleri 4-60° C arasında olmaktadır (157). Bu koşulları taklit edebilmek amacıyla deney örneklerini ıslak ortamda bekletme, mekanik ajitasyona uğratma (okluzal yükleme, kırılma dayanıklılığı, yorulma direnci) ve termosiklus gibi yöntemler kullanılmaktadır (157,158). Literatürde 5-55° C ($\pm 5^\circ$ C) sıcaklık değişimi ile gerçekleştirilen termal siklus yöntemi, diş hekimliği araştırmalarında en sık kullanılan yöntemdir (157,158). Literatürde termal siklus uygulamasında cihaza transfer ve bekletme süreleri, devir sayıları konusunda tam bir fikir birliği yoktur. Aynı zamanda kısa bekletme süresi uygulamalarının ağız içi ortamı taklit etmede daha başarılı olduğu da düşünülmektedir (159). Bu nedenle, bu çalışmada örnekler 7 gün süre ile distile suda bekletildikten sonra 5-55° C ($\pm 5^\circ$ C) arasında, bekleme süresi 15sn ve transfer süresi 10sn olacak şekilde 1000 devir termal siklus uygulanmıştır.

Erişkin ortodontisinin popüler olduğu günümüzde klinisyenler ağız içinde mevcut farklı restorasyon yüzeylerine ataşman bağlanması konusunda çalışmalara ihtiyaç duymuşlardır. Klinik pratiğinde ortodontik ataşmanların yüzeye bağlanması için kullanılan yapıştırma ajanlarının ortodontik kuvvetlere ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olması gerekmektedir. Yüzey pürüzlendirme işlemleri özellikle kompozit ve porselen yüzeylerde bu bağlanma direncini kimyasal ve mekanik olarak arttırdığından, araştırmacılar tarafından literatürde sıklıkla incelenen konular olmuştur (8,9,160). Ancak estetik materyalin yüzey yapısı uygulanan bu işlemler nedeniyle bozulmaya uğramaktadır. Glazür işlemi porselenin dayanıklılığını arttıran bir uygulama olup materyal bünyesindeki çatlak oluşma riskini de azaltmaktadır. Yüzey pürüzlendirme teknikleri nedeniyle materyal üzerindeki glazürün kaldırılması bu dayanım kuvvetlerini yarıya indirmektedir (92). Bir çok çalışmada araştırmacılar bu tabakanın kaldırılmaması konusunda fikir birliği içinde olsalar da ortodontik ataşmanın yüzeye rezin aracılığıyla bağlanması için glazürlü yüzeyi korumak dezavantaj oluşturur (10,16,161,162).

Hidroflorik asit (HF), özellikle porselen yüzeylere ortodontik ataşmanların yapıştırılmasında oldukça sık kullanılan ve kabul edilebilir bağlanma direnci sağlayan bir yüzey pürüzlendirme ajanıdır (89). Çalışmamız in-vitro koşullarda uygulandığından herhangi bir izolasyona gerek kalmaksızın materyaller üzerine %9,6lık HF asit jel 2 dakika süreyle uygulanmıştır. Sıklıkla % 9,6'lık jel formu kullanılan HF asit, bu çalışmada da dental restorasyonlarının yüzeylerinin hazırlığı için kullanılan pürüzlendirme yöntemlerinden biridir.

Silika kaplama temeline dayanan Cojet yöntemi, seramik ya da kompozit yüzeylere ortodontik ataşmanların yapıştırılması amacıyla HF asite alternatif olarak değerlendirilebilmektedir. Sistem yüzeye silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit içeren kum uygulaması esasına dayanmaktadır. Yüzeyde silika parçacıklarından oluşan bir tabaka yaratılarak silan yardımı ile kimyasal-mekanik bağlanma sağlanmaktadır (4). Rezin-rezin arası bağlanma direncini arttırdığı belirtilen bu yöntem diğer yöntemlere de alternatif olarak görülmektedir (19,20). Bu çalışmada literatürde sıklıkla bahsedilen tüm bu yöntemlerin karşılaştırılması adına silika kaplama yöntemi de dahil edilmiştir.

Hava basıncı ile materyal yüzeylerine alüminyum oksit partikülleri uygulanarak, mikroetching yapılan literatürdeki çalışmalarda yalnızca kumlama ile elde edilen tutuculuk oranının geleneksel asitleme yöntemiyle elde edilen oranın %50'si kadar olduğu belirtilmektedir (16,48,49). Literatürde kumlama sıklıkla tercih edilen bir yöntem olup bu nedenle çalışmamızda alt grup olarak tercih edilmiştir. Porselen yüzeyindeki glazürün yüzeyden kaldırılması çoğu çalışmada kumlama yöntemiyle yapılsa da araştırmacılar bu uygulamanın yüzeyde mikro çatlaklara sebebiyet verebildiğini rapor etmiştir (10,13,162).

Frezle aşındırma ile mekanik bağlantı sağlanmaktadır. Aşındırma işlemi için silisyum karbid veya Al_2O_3 içeren zımparalar, disk şeklindeki aletler veya elmas frezler kullanılmaktadır. Bu yöntemler ağız içinde uygulanabilir olması nedeniyle tercih edilmektedir ancak özellikle elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilmektedir (121). Elmas frez diğer yöntemlere göre daha düşük maliyetli ve uygulaması kolay olduğundan hekimlerin daha çok tercih

edebileceği bir yöntem olarak düşünülebilir. Bu düşünceden yola çıkılarak çalışmaya, elmas frez ile yapılan pürüzlendirmede materyal yüzeyinin ne derece hasara uğradığını araştırmak için bu yöntem alt grup olarak dahil edilmiştir.

Bishara ve ark., farklı kaide dizaynlarının bağlanma direncine etkisini incelemişler ve kaidenin bağlanma direncine ve ARI skoruna etkisi olmadığını rapor etmişlerdir (28). Bu çalışmadan yola çıkarak, çalışmanın sonuçlarına etki etmeyeceği düşünülerek ve maliyet de göz önüne alınarak ortodontik ataşmanlardan buton kullanılmasına karar verilmiştir.

Pek çok farklı yapıştırma materyali üretici firmalar tarafından piyasaya sürülmüştür. Ortodonti pratiğinde ışıkla polimerize olan Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Calif, ABD) araştırmacılar tarafından sıklıkla tercih edilmektedir (27,32,34,65-78). Çalışmamızda tek bir yapıştırıcı ajan kullanılması planlandığından, literatürde en fazla kullanılan adeziv olan Transbond XT tercih edilmiştir.

Literatürde materyal ve ataşman arasındaki kopma direncini ölçmek amacıyla farklı cihazlar kullanılmıştır. Universal Instron test cihazıyla yapılan çalışmalar literatürde sıklıkla karşımıza çıkmakta olup, kopma dayanım testleri (SBS) en sık 1 milimetre/dakika hızda yapılmıştır (35,74,129,134,135,139,141). SBS testi sıklıkla kullanılmasına karşın eşit olmayan kuvvet dağılımı nedeniyle uygulamada hassas bir teknik gerektirmektedir. Dengesiz kuvvet dağılımı yapıştırılan materyal içerisinde koheziv kırıklara neden olabilmektedir (91). Aynı zamanda, test sırasında uygulanan kuvvetin yönündeki değişimler de bağlanma direnci ölçümlerini etkilemektedir. İdeal kuvvet vektörü, kuvvet uygulanan yüzeye paralel olmalıdır. Test sırasında uygulanan kuvvetin yönünün bağlanma direnci değerlerini belirgin şekilde etkilediği belirtilmektedir (163). Bu çalışmada deneyler için Universal Instron test cihazı bağlanma direncini ölçmek amacıyla tercih edilmiştir. Örnek ile buton ara yüzeyine buton ayrılana kadar 1 mm/dakika hızla basma kuvveti uygulanmıştır.

Bağlanma direncinin ölçüldüğü birçok çalışmada bulgular Megapaskal (MPa) cinsinden verilmiştir. Bu birim, ölçülen kuvvetin braket kaidesi alanına bölünmesiyle elde edilmektedir (23–25,27,30,34,35,42,49,61,65,69,127). Elde edilen bulguların

yapılan diğer çalışmaların sonuçları ile daha kolay karşılaştırılabilmesi için veriler Newton cinsinden Megapaskal birimine dönüştürülmüştür.

Debonding sonrası artık adezivin değerlendirilmesi, uygun adeziv seçimi ve adezivin diş yüzeyinden kaldırılması açısından önem taşır. Bununla birlikte, braket kaidesi-adeziv materyal ve adeziv materyal-mine arasındaki mekanik bağlantıların tespiti de önemlidir (144,164). 1984 yılında Artun ve Bergland tarafından, braketin mineden ayrılması için gerekli optimum bağlanma direnci araştırılırken ilk defa adeziv remnant indeks (ARI) sistemi tanıtılmıştır (165). İlk tanıtımından itibaren de çalışmalarda sıklıkla kullanılmıştır (67,181-183). Literatürdeki bir çok çalışmaya benzer şekilde, çalışmamızda bağlanma dayanımı testine ek olarak braket kaidesi üzerinde ARI skorlaması Bishara ve Truelove'ın 1990 yılında Artun ve Bergland'ın 4'lü skorlama sistemini modifiye ettiği sisteme göre yapılmıştır. Ataşman kaideleri 1 ile 5 arasında skorlandırılmıştır. Bu skorlama sistemine ek olarak kalan adeziv miktarının buton kaidesine oranı yüzde olarak da hesaplanmıştır.

ARI skorlama sisteminin subjektif ve kalitatif olması, artık adezivin değerlendirilmesi, araştırmacıları daha güvenilir teknikler geliştirmeye itmiştir. Bu tekniklerden biri de SEM kullanılmasıdır. Von Ardenne tarafından 1938 yılında tanıtılan SEM'in (Scanning Electron Microscope) çalışma prensibi, yüksek voltaj ile hızlandırılan elektronların örnek üzerine odaklanması ve atomları arasında meydana gelen aktiviteler sonucunda oluşan etkilerin uygun algılayıcılarda toplanmasıdır (147). SEM incelemesi için örneklerin iletken olması gerekmektedir. Metal olmayan örnekler vakumlu ortamda ve argon gazı varlığında 'Kaplama' adı verilen işleme tabi tutulmaktadır (147). Literatürde birçok çalışmada ARI skorunun değerlendirilmesi için SEM'den faydalanılmıştır (169-174). Görüntünün yüksek çözünürlüklü olması ve daha detaylı değerlendirme yapılabilmesi açısından bu çalışmada buton kaideleri, SEM görüntüleri üzerinden incelenmiştir.

Elde edilen görüntüler, sonrasında "elemental mapping" yöntemiyle değerlendirilmiştir. Bu yöntem adeziv rezin içeriğindeki silisyum miktarını belirlemek için de kullanılmaktadır. Çehrel ve ark., tarafından yapılan çalışmada bu tekniğin, kaide üzerindeki en küçük kompozit artığını bile tespit edebildiğinden, sayısal olarak

yapılan değerlendirmelerde ARI skor değerini dūřurdūęu bildirilmiştir (175). Bu ölçümün istatistiksel olarak anlamı olsa da klinik olarak etkinliği tartişılabilir. Klinik açıdan sağlıklı değerlendirme yapılabilmesi hem görsel skorlama hem de elektron mikroskopunda ölçüm yapılması gerekmektedir (175). Bu çalışmada görüntülerin ARI yöntemiyle değerlendirilmesi dışında elemental mapping yöntemi de kullanılarak sonuçların güvenilirliği sağlanmıştır.

SBS testi ve ARI skorlaması yapıldıktan sonra örnek yüzeyleri temizlenip, yüzey pürüzlülük testine alınmıştır. Bu amaçla literatürde farklı rezin temizleme yöntemlerinden bahsedilmektedir. Tungsten karbid frezler, hızlı ve yavaş turlu el aletlerinde kullanılan değişik bıçak sayısındaki formlarıyla ortodontistler tarafından en çok tercih edilen yöntemlerdendir (21,68,91,176–180). Çalışmalarda, tungsten karbid frezin, rezin temizlenmesi sırasında mine yüzeyinde minimal hasara sebep olduğu rapor edilmiştir (45,181). Bazı çalışmalar fiberle güçlendirilmiş kompozit frezlerin (stainbuster) rezin temizliği sırasında daha uzun uygulama süresinin olduğu ancak tungsten karbid frezle karşılaştırıldığında daha pürüzsüz yüzey elde edildiği bildirilmiştir (182,183). Çalışmamızda da ataşmanın sökümü sonrasında restoratif materyalin mümkün olan en üst seviyede eski haline yakın yüzey pürüzlülüğü elde edilmesi hedeflendiğinden fiberle güçlendirilmiş kompozit frezler artık rezini temizlemek için tercih edilmiştir. Sonrasında 3 farklı grendeki porselen parlatma lastikleri ile yüzeyler son haline getirilmiştir (Eve Diapol Universal Diamond Polishing Kit, EVE-RA305, Almanya).

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan ölçüm cihazı profilometredir. Yüzeye temas eden mekanik bir uç ya da işık saçılımı ile tarama işlemi gerçekteştirilmektedir (148). Profilometre kontakt ve optik profilometre olarak ikiye, optik profilometre ise lazer (Focus Detection Profilometer) ve interferometrik profilometre olarak iki alt gruba ayrılmaktadır (149). Kontakt profilometre, yüzeyle direkt temasta olan mekanik bir uç ile yüzey incelemesi olanağı sağlamaktadır. Cihazın en büyük dezavantajı doğrusal bir hatta alan incelemesi yaptığından istenilen bölgeden ölçüm alınmamakta ve kullanılan elmas uçlar materyalin yüzeyinde deformasyon yaratarak hatalı ölçüm yapılmasına sebep olabilmektedir. Non-kontakt profilometre ise, mekanik tarayıcı ucun olmadığı profilometre türüdür. Yüzey taraması

ışın demeti ile yapılmaktadır. Cihazın en büyük avantajı, tarama sonrasında yüzeyin bozulmadan kalmasıdır. Dezavantajları ise; ölçümlerin örnek yüzeyinin yansıtma özelliğinden, eğiminden ve mikro geometrisinden etkilenmesidir (150). Bu çalışmada da, Reisner ve ark., tarafından kullanılan optik profilometre yöntemi tercih edilmiş olup, 'Zygo New View 7200' cihazı kullanılmıştır (131). Bu cihaz, FDA yöntemi kullanılarak üç boyutlu yüzey görüntüsü oluşturan taramalı beyaz ışık interferometresidir. Kontakt profilometreye göre daha avantajlı ve güvenilir sonuçlar elde edilebileceği düşünülerek tercih edilmiştir.

5.3. Bulguların Tartışılması

5.3.1. SBS bulgularının tartışılması

Literatürde, feldspatik seramikler üzerine yapıştırılan braketlerin çeşitli pürüzlendirme yöntemleri sonucu bağlanma dirençlerini inceleyen bir çok çalışma bulunmaktadır. Sabuncuoğlu ve Ertürk yaptıkları bir çalışmada farklı pürüzlendirme tekniklerinin porselen yüzeyine metal braket bağlantısını incelemişler, en yüksek değerleri kumlama ve hidroflorik asitin beraber kullanımında, en yüksek ikinci değeri hidroflorik asit, en düşük değeri ise elmas frez kullanımında bulmuşlardır (184). Çalışmamızda, seramik materyali için yüzey pürüzlendirmeleri sonrası ölçülen kopma direnci değerleri en yüksek HF asit uygulamasında elde edilirken, en düşük değer Al_2O_3 kumlama sonucu bulunmuştur. Ancak çalışmamızda kumlama ve asit uygulaması ayrı gruplar olarak incelendiğinden kombine uygulanan bu yöntemle karşılaştırma yapılamamaktadır. Sameer ve ark., tarafından yapılan bir çalışmada ise bizim çalışmamıza benzer şekilde en yüksek değerler HF asit pürüzlendirmesi için ölçülmüştür (185). Benzer yöntemlerin kullanıldığı başka bir çalışmada ise en yüksek bağlanma direncinin silika kaplama (Cojet) yöntemi sonucu, en düşük değerlerin ise bizim çalışmamıza benzer şekilde kumlama sonucu elde edildiği bildirilmiştir (186). Çalışmalardaki elde edilen farklı sonuçların; uygulayıcı, kullanılan pürüzlendirme tekniklerinin farklılığı ve uygulama süresinden etkilendiği düşünülmektedir. Ancak bu çalışmada aynı sürelerde uygulanan Cojet ve Al_2O_3 'ün arasındaki farkın silikadan kaynaklandığı gözlenmiştir. Silika kaplama özellikle monolitik zirkon grubunda bağlantıyı, kumlama sonrası uygulanan silana göre arttırmıştır.

Bavbek ve ark., yaptıkları güncel çalışmalarında, glazürlenmiş monolitik zirkon yüzeyleri Cojet ve Al₂O₃ kumlama ile pürüzlendirmişler ve rezin ile yüzeyler arasındaki kopma direncini test etmişlerdir (120). Çalışmalarındaki en yüksek bağlanma direnci değeri Cojet ile pürüzlendirilen grup için ölçülmüş, Al₂O₃ ile kumlama yapılan grupta kontrol grubuna göre (hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış) daha düşük sonuçlar elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda ise monolitik zirkon yüzeyindeki pürüzlendirme tekniklerinin bağlanma direncine etkisi incelendiğinde en yüksek değerler HF asit ile pürüzlendirmede elde edilmiştir. İkinci en yüksek değer ise Bavbek ve ark., tarafından yapılan çalışmadaki sonuçlara benzer şekilde CoJet ile pürüzlendirmeye elde edilmiştir. Yine araştırmacıların sonuçlarıyla uyumlu olarak, çalışmamızdaki en düşük bağlanma direnci Al₂O₃ kumlama sonucu bulunmuştur. Al₂O₃ ile kumlama sonucu bağlanma direncinin; uygulayıcı, kumlamanın süresi, kumun partikül boyutu ve uygulama mesafesinin farklılıklarından etkilenebilmektedir. Cojet ve Al₂O₃ için karşılaştırma yapıldığında ise, içeriğindeki silika nedeniyle Cojet grubunda daha başarılı sonuçlar elde edilmiş olması mümkündür. Yapılan literatür incelemesi sonucunda bu konuyla ilgili yapılmış başka bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızda, hibrit seramik (vita enamic) materyalinin çeşitli pürüzlendirmeler sonucu bağlanma direnci incelendiğinde en yüksek değerler diğer materyallerde olduğu gibi HF asit ile pürüzlendirilen grupta görülürken, CoJet, kumlama ve elmas frez gruplarındaki bağlanma dayanımı değerleri benzer ve HF asit grubundaki değerler ile kıyaslandığında oldukça düşük bulunmuştur. Yapılan bir çalışmada, hibrit seramik (Vita enamic) materyaline metal ve seramik braketin farklı pürüzlendirme teknikleriyle yüzey işlemine tabi tutulması sonucu bağlanma direnci karşılaştırılmış ve sonuçlar metal braketle enamic arasındaki bağlantı açısından en yüksek Cojet ile yapılan kumlama grubu için bulunmuştur. Çalışmamızla benzer olarak elmas frez grubu, Cojet ve HF asit grubundan daha düşük sonuçlar vermiştir (126). Hibrit seramiğin içeriğindeki kompozit yapı nedeniyle HF asit uygulaması sonucu oluşan mikroporöz yapının, diğer alt grupların oluşturduğu poröz yapıdan daha düzenli olması nedeniyle bağlanma direncinin daha yüksek olduğu düşünülmektedir. Ancak yine de yapılan literatür incelemesinde bu konuyla ilgili net bir sonuca rastlanmamıştır.

Materyallerin konvansiyonel mine-ataşman bağlantısı ile karşılaştırılabilmesi için bu çalışmada 30 adet çekilmiş premolar diş test cihazına sokulmuştur. Diş kontrol grubunda (ortofosforik asit ile pürüzlendirme) elde edilen değerler yalnızca diş ile metal ataşman arası bağlantı direncinin ölçüldüğü çalışmalar referans alınarak değerlendirilmiştir (28,49,61,187,188). Çalışmamızda altın standart olarak uygulanan yalnızca fosforik asitle pürüzlendirme yöntemini tercih ettik. Buna göre diş kontrol grubuyla HF asit ile pürüzlendirilen tüm materyaller arasındaki fark anlamlı olup materyallerin HF asit ile pürüzlendirildiği gruplarda sonuçlar diş kontrol grubuna göre daha yüksek bulunmuştur. Yalnızca, zirkon materyalinin Al₂O₃ kumlama ile pürüzlendirildiği ve hibrit seramik materyalinin elmas frez ile pürüzlendirildiği durumlardaki bağlanma direnci dişin standart yöntem kullanılarak yapıştırılan butonla olan bağlanma direncinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Bu sonuç da klinik açıdan zirkon ve hibrit seramik restorasyonları ile karşılaştığımızda önem taşımaktadır.

Kullanılan materyallerin, tüm çalışma grupları ile arasındaki farkı karşılaştırmak adına literatürde herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Literatürde yapılan araştırmalar ve bizim çalışmamızın bulguları sonucunda, bağlanma direnci materyalin cinsinden ve yüzey pürüzlendirme tekniklerindeki farklılıklardan etkilenmektedir. Bu da göstermektedir ki; çalışmamızın 1 ve 2 numaralı başlangıç hipotezi reddedilmiştir.

5.3.2. ARI bulgularının tartışılması

Çalışmadaki ARI skorları karşılaştırıldığında; seramik ve zirkon materyalleri için HF asit ile pürüzlendirme dışındaki bütün pürüzlendirme alt gruplarında kompozitin hepsi braket tabanında görülmüş, materyal yüzeyinde kompozite rastlanmamıştır. Ancak hibrit seramik grubu incelendiğinde pürüzlendirme grupları arasında anlamlı fark görülmezken, bütün pürüzlendirme alt gruplarında kompozitin hemen hepsi materyal yüzeyinde görülmüştür. Bu sonucun rezin ve hibrit seramiğin

içersindeki kompozit ile arasındaki kimyasal bağlantının buton kaidesi ve rezin arasındaki mekanik bağlantıya göre çok daha kuvvetli olması nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Literatürdeki hibrit seramiğin bağlanma direnci üzerine yapılmış çalışmalarda da, bağlanma başarısızlığının braket kaidesi ve rezin arasında daha sık görüldüğü rapor edilmiştir (189,190). Bizim çalışmamızdaki bu bulgu, literatürle uyum içindedir.

Zirkon ile braket bağlantısının araştırıldığı bir çalışmada, değerlendirilen ARI skoru sonuçları rezinin Al_2O_3 ile yapılan pürüzlendirme sonucunda neredeyse hepsinin braket kaidesinde kaldığı rapor edilmiştir (190). Çalışmamızın zirkon materyali için elde edilen ARI skoru bulguları da bunu destekler nitelikte olup HF asit grubu haricindeki tüm pürüzlendirme gruplarında kompozit rezinin hepsi braket kaidesinde kalmıştır. Bu çalışmada, standart yapıştırma protokolü sağlayabilmek adına zirkon materyalinde metal primeri uygulanmamıştır. Zirkon-adeziv arasındaki bağlanma başarısızlığının nedenlerinden birinin metal primeri kullanılmaması olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda diş yüzeyi ile materyaller karşılaştırıldığında, seramiğin tüm alt gruplarında diş kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek ARI skoru görülmüştür. Zirkonun HF asit ve Cojet ile pürüzlendirildiği gruplarda ve hibrit seramik grubunun tüm alt gruplarında sonuçlar dişin butona bağlanma direnciyle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır. Bu bulgular ışığında, minenin rezin ile olan adezyonu, seramiğin tüm pürüzlendirme alt gruplarında ve zirkonun Al_2O_3 ve elmas frez ile pürüzlendirmelerinde rezin ile olan adezyonundan daha yüksek bulunmuştur yorumu yapılabilir. Çalışmamızla karşılaştırma yapabilmek adına literatürde mine-rezin ile restoratif materyal-rezin arasındaki ARI skoru farkının değerlendirildiği herhangi bir çalışma bulunamamıştır.

5.3.3. Yüzey pürüzlülüğü (SR) bulgularının tartışılması

Çalışma sonuçları incelendiğinde uygulanan yüzey pürüzlendirme yöntemleri farklı yüzey pürüzlülük bulguları vermiştir. Ayrıca, kullanılan materyallerin yüzeyleri

arasındaki pürüzlülük sonuçları da birbirinden farklı çıkmıştır. Bu sonuçlar da çalışmamızın 3. ve 4. başlangıç hipotezini reddetmektedir.

Mine yüzeyinde yapılan bir çalışmada iki farklı tip yüzey temizleme aygıtı kullanılarak debonding sonrası yüzey pürüzlülüğü incelenmiş ve uygulama yapılmayan mine grubunun Rku değerleri tungsten karbid frezle temizlenen gruba göre çok daha fazla çıktığı görülmüştür (67). Bu sonucun doğal mine yapısındaki perikim sırtlarından kaynaklandığı düşünülmüştür. Ayrıca tungsten karbid frezle yapılan temizlik sonrasında mine yapısında düzensizlik ve keskin pikler olduğu rapor edilmiştir. Bu çalışmada ise, işlem uygulanmayan doğal minenin pürüzlülük derinliği (PV), fosforik asit ve stainbuster ile temizlik sonrasında pürüzlülük derinliğine göre çok daha fazla çıkmıştır. Ancak ortalama pürüzlülük (Ra) değerleri incelendiğinde işlem gören diş grubunun ortalama pürüzlülük değeri daha yüksek bulunmuştur. Negatif Rsk değeri yüzeydeki uniform yapıyı belirtmekle birlikte bu sonuç doğal minede daha yüksek bulunmuştur.

Özer ve ark., tarafından yapılan çalışmada fiber glass (Stainbuster) ve Sof-Lex diskler ile temizleme sonrası mine yüzeyindeki pürüzlülük değerleri incelenmiştir (191). Çalışmanın bulgularına göre Sof-Lex disklerle yapılan temizlik sonrasında ortalama pürüzlülük (Ra) ve total pürüzlülük (PV) değerleri doğal mineye en yakın çıkmıştır. Ancak yine de her iki uygulama da mineyi eski haline döndürememiştir. Bizim çalışmamızda ise Stainbuster sonrasında porselen parlatma kiti kullanılmış olup doğal mineyle yapılan karşılaştırmada işlem gören mine grubunun ortalama pürüzlülük değeri (Ra) doğal mine yüzeyinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Literatürdeki çalışmalar da minenin braket sökümü sonrasında eski haline geri dönmediğini desteklemektedir (180,192,193).

Kullanılan polisaj tekniği çalışmamız için standart olduğundan literatürdeki farklı polisaj tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından karşılaştırıldığı çalışmalarla karşılaştıramamıştır. Bu da çalışmamızın bir limitasyonu olarak görülmektedir. Ancak literatürde seramik üzerinde uygulanan farklı polisaj tekniklerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi incelendiğinde, Eve-Diapol polisaj kitinin kontrol grubuna göre pürüzsüz bir yüzey sağladığı rapor edilmiştir (194). Biz de

çalışmamızda klinik olarak restoratif materyalin ağız için polisajında bu kitin sıklıkla kullanılması nedeniyle çalışmada standart polisaj prosedürünü bu şekilde belirledik.

Seramik materyali üzerinde yaptığımız pürüzlendirmeleri ve kompozitin temizliği sonrasında işlem görmeyen seramik ile yapılan karşılaştırmalar göstermiştir ki, Cojet ile yapılan pürüzlendirme haricinde tüm gruplarda ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) işlem görmeyen gruptan fazladır. Cojet ile pürüzlendirilen seramik materyalinin temizleme sonrası yüzey özellikleri ise işlem görmemiş seramik grubuyla istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Ancak pürüzlendirmenin yarattığı derinlik farkı (PV) tüm gruplarda işlem görmeyen örneklerle göre anlamlı derecede yüksektir. Pürüzlendirme tipleri içerisinde yapılan karşılaştırma sonuçlarında ise ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) arasındaki farklar Al_2O_3 ile elmas frez ve HF asit ile Cojet karşılaştırmaları için anlamlı bulunmamıştır. Diğer alt gruplar arasındaki farklar incelendiğinde en yüksek pürüzlülük değeri elmas frez grubu için çıkmış, derinlik farkı değerlerinde (PV) ise Cojet grubu yüksek bulunmuştur. Saraç ve ark., tarafından yapılan bir çalışmada HF asit ve kumlama yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi porselen yüzeyinde karşılaştırılmış, değerler birbirine yakın ve anlamlı bulunmuştur (195). Yapılan bir başka çalışmada ise, seramik yüzeyinde en yüksek pürüzlülük değerlerini elmas frezin ve Al_2O_3 ile kumlamanın oluşturduğu bildirilmiştir (21). Silicoating ve HF asit ile pürüzlendirmenin ise bu gruplara göre daha az pürüzlü olduğu ancak kontrol grubundan yine de yüksek pürüzlülük değerleri verdiği de rapor edilmiştir. Çalışmamızın bulguları ise bu bulgularla uyum içinde olup, seramik alt grupları arasında en yüksek ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) elmas frez ve Al_2O_3 grubu için çıkmış, bunu HF asit grubu takip etmiştir. Klinik olarak seramik materyalinin yüzey pürüzlendirmesinde rutin olarak kullanılan yöntem olan HF asit ile pürüzlendirmenin çalışmamızda yüzey özelliklerini koruyan en iyi 2. yöntem olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Zirkon materyalinin işlem görmemiş yüzeyi ile pürüzlendirme alt grupları karşılaştırıldığında, Ra değerindeki tek fark elmas frez pürüzlendirmesinde görülmüştür. Klinikte diğer yöntemlere göre nispeten invaziv bir yöntem kabul edilen elmas frez dışındaki diğer pürüzlendirme yöntemlerinin güvenilir bir şekilde kullanılabileceği yorumu yapılabilir. Literatürde kumlama tekniği zirkon yüzey

pürüzlendirmesi için sıklıkla kullanılan bir yöntem olarak rapor edilmiştir. Bazı araştırmacılar zirkon yüzeye rezin bağlantısı öncesinde yapılan kumlamanın bağlanma başarısını arttırdığını bildirirken, bazı araştırmacılar bu metodun bağlanma yüzeyine etkisi olmadığını düşünmektedirler (196–200). Kumlama yönteminin bir diğer dezavantajının materyal yüzeyinde mikro çatlaklarına oluşumuna sebep olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda kumlamanın diğer pürüzlendirme teknikleriyle arasındaki fark anlamlı çıkmamış ve literatürdeki örneklerini desteklemektedir (196–198,201).

Sarmento ve ark., silisyum oksit (SiO_2) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) ile zirkon yüzeyinde yapılan pürüzlendirmenin etkilerini inceledikleri profilometre çalışmalarında, 110 μm Al_2O_3 ile yapılan pürüzlendirmenin en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğüne (R_a) sebep olduğunu; ancak SiO_2 ile yapılan pürüzlendirmelerde bağlanma direncinin daha başarılı olduğunu rapor etmişlerdir (202). Çalışmamızda zirkon materyalinin Al_2O_3 ve Cojet pürüzlendirmeleri arasında R_a değeri açısından anlamlı fark bulunmamakla birlikte, Sarmento ve ark.,'nın bulgularıyla, çalışmamızdaki bulguların arasındaki bu farkın kullanılan kumun partikül boyutundaki farklılık ve uygulanan cihazın basıncındaki farktan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Üşümez ve ark., yaptıkları çalışmalarında monolitik zirkonya (YZT-P) bloklar üzerinde farklı pürüzlendirme tekniklerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi incelenmiş olup temizleme sonrası en pürüzlü yüzeyi oluşturan grubun ND-YAG lazer grubu olduğu bulunmuştur (201). Lazer grubundan sonra en pürüzlü yüzeyi HF asit grubu oluştururken en düşük Al_2O_3 grubu oluşturmuştur. Çalışmamızda benzer olarak zirkon grubu için HF asit grubu Al_2O_3 grubundan daha yüksek ortalama pürüzlülük değerlerine sahiptir.

Bu çalışmada araştırılan bir diğer materyal hibrit seramik olup yüzey pürüzlülüğü değerleri işlem görmeyen hibrit seramikle karşılaştırıldığında, yalnızca elmas frez grubunda anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı bulunmasa da Al_2O_3 ile kumlama yapılan grupta da R_a değeri yüksektir. Total pürüzlülük değerleri incelendiğinde ise Al_2O_3 grubuyla fakında anlamlı derecede yüksek değerler bulunmuştur. Yüzey özellikleri incelendiğinde HF asit ve Al_2O_3 grubunda keskin ve dik pikler (R_{ku} ve R_{sk}) gözlenmiştir. Hibrit seramik materyali

kullanıldığında HF asit ve Cojet pürüzlendirmeleri, yüzey özelliklerindeki bozulmanın az görülebilmesi için daha güvenilir yöntemlerdir. Literatürde, çalışmamızda kullanılan hibrit seramik materyalinin yüzey bulgularını değerlendirebileceğimiz herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ayrıca literatürde bu materyallerin yüzey özelliklerinin birbirleri ve mine ile karşılaştırıldığı çalışma da mevcut değildir. Çalışmamızın bu anlamda da literatüre katkı sağlayacağını düşünülebilir.

Çalışmada değerlendirdiğimiz diğer bir bulgu ise işlem görmeyen materyallerle işlem gören alt gruplar arasında yapılan çoklu karşılaştırmalardır. Her materyalin kendi doğal yapısı ile pürüzlendirme tekniklerinden sonra oluşan yüzey yapıları incelendiğinde; uygulamaların hiç birisi yüzey yapılarını orjinal haline geri döndürememektedir. Ancak alt gruplar arasında kıyaslama yapıldığında tüm gruplar için materyalin en doğal haline yakın yüzey özellikleri Cojet ve HF asit ile yapılan pürüzlendirmeler sonucunda ortaya çıkmıştır. Elde edilen bu değerler bile materyallerin orjinal pürüzlülük değerlerine uzaktır. Bu bulgu, klinisyenlerin restorasyon üzerinde çalışırken en minimal hasarı vererek çalışabilecekleri tekniğin Cojet ve HF asit ile pürüzlendirme sonrası stainbuster ve porselen parlatma kiti ile temizlenmesi olduğunu göstermektedir. Ayrıca, klinik pratiğinde ağız içi kumlama ile pürüzlendirme yapılacaksa, SiO₂'in Al₂O₃'e tercih edilmesi gerektiği yorumu çıkartılabilir.

Çalışmamızda işlem görmemiş diş grubu ile materyallerin tüm alt gruplarının da ikili karşılaştırmaları yapılmış olup bu gruplar arasında işlem görmemiş diş grubuyla kıyaslandığında tüm materyal gruplarının Cojet ile pürüzlendirilen alt grupları ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) açısından anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Yine seramik HF asit, zirkon Al₂O₃ ve enamic HF asit grupları da işlem görmemiş diş grubuyla Ra değerleri açısından kıyaslandığında sonuçlar daha düşük çıkmıştır. Bu sonuçların karşılaştırmasının yapılabilmesi için literatürde henüz bir bulguya rastlanmamakla birlikte, materyal alt gruplarındaki bu değerlerin düşük çıkmasının sebebinin minedeki doğal perikim tabakasının yarattığı pürüzlü yapıdan oluştuğu düşünülmektedir. Perikim tabakası yüzeyde 4-8 mikron çapında alanlar

oluşturmaktadır ve herhangi bir yüzey parlatma işlemi uygulanmadığından yüzey incelemelerinde bu yapı kaybolmamıştır. Ancak materyal alt grupları porselen parlatma kitiyle parlatıldığı için yüzeydeki mikroporöz alanlar bu işlem sonucunda daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmesini sağlayarak işlem görmemiş mine yüzeyine göre daha az pürüzlü bir yüzey görünümü oluşturmuştur.

İşlem gören diş grubu, materyallerin alt gruplarıyla ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) açısından kıyaslandığında sonuçlar enamic+elmas frez kombinasyonu hariç tüm materyal alt grupları için anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Dişin ortofosforik asitle pürüzlendirilmesi tekniği literatürde en iyi yöntem olarak kabul görmüştür. Diğer pürüzlendirme grupları materyaller için altın standart olmamakla birlikte ortofosforik asit ile materyal yüzeylerinde pürüzlendirme yapılmamış olması çalışmanın diş kontrol grubuyla bu açıdan karşılaştırılmamasına neden olmaktadır. Ancak klinik pratiğinde değerlendirdiğimizde, enamic+elmas frez kombinasyonu dışındaki bütün kombinasyonların işlem görmüş diş yüzeyinden daha az pürüzlü olduğu söylenebilir.

Çalışmamızda dişin işlem görmüş ve görmemiş grupları materyallerin işlem görmeyen gruplarıyla da karşılaştırılmıştır. Buna göre tüm işlem görmeyen materyallerin Ra değerleri hem işlem görmemiş diş grubu hem de işlem görmüş diş grubuna göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Yine bu sonucun hem minenin doğal perikim tabakasının yüzeyde yarattığı pürüzlü yapı nedeniyle hem de materyallerin işlem görmemiş hallerinin doğal mine karakteristiğine göre CAD/CAM sistemleriyle pürüzsüz şekilde hazırlanması nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Sonuç olarak her bir mine yapısı kendine has karakteristik bir yüzey yapısına sahipken fabrikasyon materyallerin hepsi bilgisayar teknolojileriyle en pürüzsüz yüzey yapısı elde edilecek şekilde hazırlanmaktadır. Bu da elde edilen bu bulgunun beklenen bir sonuç olduğunu düşündürmektedir.

Son olarak, çalışmamızda kullanılan tüm örneklerin işlem görmemiş halleri birbirleriyle kıyaslanmıştır. Bu bulgar ışığında, perikim yapısı nedeniyle mine en pürüzlü yüzey olarak kabul edilirken diğer materyallerin ortalama pürüzlülük değerleri sırasıyla Hibrit seramik (enamic) > Monolitik zirkon > Feldspatik seramik şeklindedir.

Pürüzlülükler arasındaki bu farklılıkların materyallerin içeriğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

6. SONUÇ

Feldspatik porselen, hibrit seramik ve monolitik zirkon yüzeylere farklı yüzey pürüzlendirme teknikleri uygulanarak yapıştırılan ortodontik ataşmanların bağlanma dirençleri ve debonding sonrası yüzey özelliklerinin değerlendirildiği bu tez çalışmasında, deneysel koşullar ve metodolojik sınırlamalar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Kullanılan materyallerin yüzey tiplerindeki farklılıklar ortodontik ataşmanın bağlanma direncini etkilemiştir. Materyallerin birbirleriyle ve dış kontrol grubuyla yapılan karşılaştırmaları sonucunda en yüksek bağlanma direnci feldspatik porselen grubunun HF asit ile pürüzlendirilmesinde elde edilmiştir. Buna göre birinci başlangıç hipotezi reddedilmiştir.

2. Uygulanan pürüzlendirme teknikleri materyallerin bağlanma direncini etkilemiştir. Özellikle HF asit uygulanan materyal gruplarında diğer alt gruplara göre bağlanma dirençleri yüksek bulunmuştur. Buna göre ikinci başlangıç hipotezi reddedilmiştir.

3. Kullanılan materyallerin yapılarındaki ve pürüzlendirme tekniklerindeki farklılıklar yüzey pürüzlülük sonuçlarını etkilemiştir. İşlem görmemiş bütün materyallerin yüzey pürüzlülükleri incelendiğinde, braket yapıştırma, temizleme ve parlatma sonrasında hiç bir materyalin başlangıç yüzey pürüzlülük değerlerine dönemediği saptanmıştır. Ortalama pürüzlülük değerlerinin (Ra); elmas frezin tüm materyal gruplarıyla yapılan eşleştirmelerinde işlem görmemiş materyal yüzeylerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu bulunurken, Cojet ile yapılan pürüzlendirmelerin hepsinde sayısal olarak başlangıç değerlerine göre yüksek ancak istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır. Buna göre üçüncü ve dördüncü başlangıç hipotezleri reddedilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 849–53, 1955.
2. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod*. 51: 901–121965.
3. Mizrahi E, Smith DC. Direct cementation of orthodontic brackets to dental enamel. An investigation using a zinc polycarboxylate cement. *Br Dent J*. 127:371–5, 1969.
4. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E. New direct bonding system for plastic brackets. *Am J Orthod* 59: 350–61, 1971.
5. Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod* 71:173–89, 1977.
6. Gökalp S, Güçüz Doğan B, Tekçiçek M, Berberoğlu A ÜŞ. Erişkin ve yaşlılarda ağız-diş sağlığı profili, Türkiye-2004. *Hacettepe Dişhek Fak Derg* 31: 11–8, 2007. Erişim: (<http://www.dishekdergi.hacettepe.edu.tr/htdergi/makaleler/2007sayi4makale-02.pdf>)
7. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *Int J Periodontics Restorative Dent* 25: 213–9, 2005.
8. Smith GGA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Orthodontic bonding to porcelain—bond strength and refinishing. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 94: 245–52, 1988.
9. Newman S, Dressler K, Grenadier M. Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1984.
10. Kao E. E, Boltz K. K, Johnston WW. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 94: 458–68, 1988.
11. Andreasen GFG, Stieg MA. Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 93: 341–5, 1988.
12. Zachrisson BBU, Buyukyılmaz T. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. *J clin Orthod* 27: 661–75, 1993.
13. Zachrisson YØ, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 109: 420–30, 1996.
14. SIMONSEN RJ. Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res*. 1983;
15. Gillis I, Redlich M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 114: 387–92, 1998.
16. Kocadereli İ, Canay Ş, DDS KA. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 119: 617–20, 2001.
17. Bourke BM, Rock WP. Factors Affecting the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets to Porcelain. *Br J Orthod* 26: 285–90, 1999.

18. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent* 73: 464–70, 1995.
19. Schneider W, Powers JM, Pierpont HP. Bond strength of composites to etched and silica-coated porcelain fusing alloys. *Dent Mater* 8: 211–5, 1992.
20. Özcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: A clinical report. *J Prosthet Dent* 87, 469–72, 2002.
21. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 123, 540–6, 2003.
22. David VA, Staley RN, Bigelow HF, Jakobsen JR. Remnant amount and cleanup for 3 adhesives after debracketing. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 121: 291–6, 2002.
23. Harari D, Aunni E, Gillis I, Redlich M. A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: an in vitro bond-strength study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 118: 307–10, 2000.
24. Oonsombat C, Bishara SE, Ajlouni R. The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 123: 547–50, 2003.
25. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. The Effect of Repeated Bonding on the Shear Bond Strength of a Composite Resin Orthodontic Adhesive. 2009.
26. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a Fluoride-Releasing Self-Etch Acidic Primer on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. 2009.
27. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Denehy G. The Effect of Saliva Contamination on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets When Using a Self-Etch Primer. 2009.
28. Bishara SE, Soliman MMA, Oonsombat C, Laffoon JF, Ajlouni R. The Effect of Variation in Mesh-Base Design on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthod* 74: 400–4, 2004.
29. Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J. A Comparison of Shear Bond Strength and Debonding Characteristics of Conventional, Moisture-Insensitive, and Self-etching Primers In Vitro. *Angle Orthod* 74: 264–8, 2004.
30. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C, Denehy GE. Evaluation of Modifying the Bonding Protocol of a New Acid-Etch Primer on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthod* 74: 410–3, 2004.
31. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119: 36–42, 2001.
32. Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 14: 205–10, 2001.
33. O'Brien KD, Watts DC, Read MJF. Light cured direct bonding--is it necessary to use a primer? *Eur J Orthod* 13: 22–6, 1991.
34. Kirovski I, Madzarova S. Tensile bond strength of a light-cured glass ionomer cement when used for bracket bonding under different conditions: an in vitro study. *Eur J Orthod. Eur Orthodontic Soc* 22: 719–24, 2000.

35. Arnold a RW, Combe EC, Warford JH. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 122: 274–6, 2002.
36. Fritz UB, Diedrich P, Finger WJ. Self-Etching Primers – an Alternative to the Conventional Acid Etch Technique? *J Orofac Orthop* 62: 238–45, 2001.
37. Eliades T. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod* 22: 13–23, 2000.
38. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of Using a New Cyanoacrylate Adhesive on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. 2009.
39. Harming M, Reinhardt J, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: An alternative concept for compositeto-enamel. *Oper Dent* 24: 172–80, 1999.
40. Read MJ. The bonding of orthodontic attachments using a visible light cured adhesive. *Br J Orthod* 11: 16–20, 1984.
41. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 111: 498–501, 1997.
42. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 118: 288–94, 2000.
43. Surmont P, Dermaut L, Martens L, Moors M. Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 101: 414–9, 1992.
44. Botushanov P. Contemporary composite materials. Plovdiv, BG: Academica PH 1994.
45. Pus M, Way D. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod* 1980.
46. Millett D, McCabe J. Orthodontic bonding with glass ionomer cement—a review. *Eur J Orthod* 1996.
47. Meng C, Li C, Wang W. Bond strength with APF applied after acid etching. *Am J Orthod* 1998.
48. Komori A, Ishikawa H. The effect of delayed light exposure on bond strength: light-cured resin-reinforced glass ionomer cement vs light-cured resin. *Am J Orthod Dentofac* 1999.
49. Canay Ş, Kocadereli I, Akça E. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. *Am J Orthod* 2000.
50. Millett D, McCabe J, Bennett T. The effect of sandblasting on the retention of first molar orthodontic bands cemented with glass ionomer cement. *Orthod* 1995.
51. Chung K, Hsu B, Berry T, Hsieh T. Effect of sandblasting on the bond strength of the bondable molar tube bracket. *J Oral Rehabil* 2001.
52. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects Thieme Stuttgart. New York 2001.
53. Klein A, Rodrigues L, Eduardo C. Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *Eur J* 2005.
54. Visuri S, Gilbert J, Wright D. Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *J Dent* 1996.

55. Sasaki L, Lobo P, Moriyama Y. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er: YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro. *Brazilian Dent* 2008.
56. Oelgiesser D, Blasbalg J, Ben-Amar A. Cavity preparation by Er-YAG laser on pulpal temperature rise. *Am J Dent* 2003.
57. Hossain M, Nakamura Y. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er: YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin* 1999.
58. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 1989.
59. Theodore MR, Harald OH, Edward JS. *Art and Science of operative dentistry*. Mosby 2002.
60. Chamda R, Stein E. Time-related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996.
61. Bishara S, Olsen M, Wald L Von. Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997.
62. Millett D, Hallgren A, Cattanaach D, McFadzean R. A 5-year clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive. *Angle Orthod* 1998.
63. Sfondrini M, Cacciafesta V, Pistorio A. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001.
64. Bishara S, Laffoon J, VonWald L, Warren J. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002.
65. Bishara S, VonWald L, Olsen M. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999.
66. Hosein I, Sherriff M, Ireland A. Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *Am J Orthod* 2004.
67. Kim S, Park W, Son W, Ahn H, Ro J. Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;
68. Mui B, Rossouw P, Kulkarni G. Optimization of a procedure for rebonding dislodged orthodontic brackets. *Angle Orthod* 1999.
69. Bishara S, Soliman M, Laffoon J, Warren J. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2005.
70. Klocke A, Shi J, Kahl-Nieke B, Bismayer U. Bond strength with custom base indirect bonding techniques. *Angle Orthod* 2003.
71. Klocke A, Shi J, Vaziri F, Kahl-Nieke B BU. Effect of time on bond strength in indirect bonding. *Angle Orthod* 2004.
72. Koo BC, Chung C-H, Vanarsdall RL. Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 116: 346–51, 1999.
73. Murray SD, Hobson RS. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 123: 2–9, 2003.
74. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. Elsevier; 1998;114(5):514–9.

75. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni G V, Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 124: 74–82, 2003.
76. Uysal T, Sari Z, Demir A. Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding? *Angle Orthod* 74: 697–702, 2004.
77. Atta MO, Smith BGN, Brown D. Bond strengths of three chemical adhesive cements adhered to a nickel-chromium alloy for direct bonded retainers. *J Prosthet Dent* 63: 137–43, 1990.
78. Sperber RL, Watson PA, Rossouw PE, Sectakof PA. Adhesion of bonded orthodontic attachments to dental amalgam: In vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 116: 506–13, 1999.
79. Büyükyılmaz T, Zachrisson BU. Improved orthodontic bonding to silver amalgam. Part 2. Lathe-cut, admixed, and spherical amalgams with different intermediate resins. *Angle Orthod* 68: 337–44, 1998.
80. Zachrisson BU, Büyükyılmaz T, Zachrisson Y. Improving orthodontic bonding to silver amalgam. *Angle Orthod* 65: 35–42, 1995.
81. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 89: 268–74, 2003.
82. Wood DP, Jordan RE, Way DC, Galil KA. Bonding to porcelain and gold. *Am J Orthod* 89: 194–205, 1986.
83. Shahverdi S, Canay S, Sûahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil* 25: 699–705, 1998.
84. Kao EC, Johnston WM. Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneer laminates *J Prosthet Dent* 66: 631–7, 1991.
85. Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 128: 630–7, 2005.
86. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent* 72(4), 355–9, 1994.
87. Al Edris A, Al Jabr A, Cooley RL, Barghi N. SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *J Prosthet Dent* 64: 734–9, 1990.
88. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Vallittu PK. Evaluation of five dental silanes on bonding a luting cement onto silica-coated titanium. *J Dent* 34: 721–6, 2006.
89. Graber TM VRVW. *Orthodontics: Current principles & techniques*, 4th edition. Elsevier Mosby. 2005.
90. Özcan M. Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods. [University Library Groningen][Host]; 2003.
91. Winchester L. Direct orthodontic bonding to porcelain: an in vitro study. *Br J Orthod* 18: 299–308, 1991.
92. Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials*. 11th ed. 11th editi. Saunders , USA. Elsevier, 2003.
93. Smales RJ, Webster DA, Leppard PI. Survival predictions of four types of dental restorative materials. *J Dent* 19: 278–82, 1991.
94. Sarrett DC, Coletti DP, Peluso AR. The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dent Mater* 16: 62–7, 2000.

95. Puckett AD, Holder R, O'Hara JW. Strength of posterior composite repairs using different composite/bonding agent combinations. *Oper Dent* 16: 136–40, 1990.
96. Gordan V V, Shen C, Riley J, Mjör IA. Two-Year Clinical Evaluation of Repair versus Replacement of Composite Restorations. *J Esthet Restor Dent. Wiley Online Library* 18: 144–53, 2006.
97. Crumpler DC, Bayne SC, Sockwell S, Brunson D, Roberson TM. Bonding to resurfaced posterior composites. *Dent Mater* 5: 417–24, 1989.
98. Kallio TT, Lastumäki TM, Vallittu PK. Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. *Dent Mater* 17: 80–6, 2001.
99. Eli I, Liberman R, Levi N, Haspel Y. Bond strength of joined posterior light-cured composites: comparison of surface treatments. *J Prosthet Dent* 60: 185–9, 1988.
100. Swift EJ, LeValley BD, Boyer DB. Evaluation of new methods for composite repair. *Dent Mater* 8: 362–5, 1992.
101. Cesar PF, Meyer FPM, Miwa CR, Gastaldoni JR, da Cunha RF. Tensile bond strength of composite repairs on Artglass using different surface treatments. *Am J Dent* 14: 373–7, 2001.
102. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1–25, 1999.
103. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 35: 819–26, 2007.
104. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 14: 231–8, 2001.
105. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 23: 115–23, 2007.
106. Rojas-Vizcaya F. Full Zirconia Fixed Detachable Implant-Retained Restorations Manufactured from Monolithic Zirconia: Clinical Report after Two Years in Service. *J Prosthodont. Wiley Online Library* 20: 570–6, 2011.
107. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* 28: 449–56, 2012.
108. Park J-H, Park S, Lee K, Yun K-D, Lim H-P. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent* 111: 20–9, 2014.
109. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 24: 299–307, 2008.
110. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 86: 495–510, 2001.
111. Deng Y, Lawn BR, Lloyd IK. Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. *J Biomed Mater Res. Wiley Online Library* 63: 137–45, 2002.
112. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 15: 426–33, 1999.

113. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 34: 195–206, 2006.
114. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-Temperature Aging of Y-TZP Ceramics. *J Am Ceram Soc. Wiley Online Library* 82: 2150–4, 1999.
115. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, et al. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials (Basel). MDPI* 3: 863–96, 2010.
116. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 92: 557–62, 2004.
117. Al Am-Leh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 37: 641–52, 2010.
118. Lung CYK, Kukk E, Matinlinna JP. Shear bond strength between resin and zirconia with two different silane blends. *Acta Odontol Scand* 70: 405–13, 2012.
119. Matinlinna JP, Lassila L V. Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *Dent Mater* 27: 273–80, 2011.
120. Bavbek NC, Roulet J-F, Ozcan M. Evaluation of microshear bond strength of orthodontic resin cement to monolithic zirconium oxide as a function of surface conditioning method. *J Adhes Dent* 16: 473–80, 2014.
121. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 13: 2000.
122. Akın H, Ozkurt Z, Kırmalı O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia Ceramic After Aluminum Oxide Sandblasting and Various Laser Treatments. *Photomed Laser Surg* 29: 797–802, 2011.
123. Lee J-Y, Kim J-S, Hwang C-J. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets using various zirconia primers. *Korean J Orthod* 45: 164–70, 2015.
124. Coldea A, Swain M V, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 29: 419–26, 2013.
125. Coldea A, Swain M V, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater* 26: 34–42, 2013.
126. Elsaka SE. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology* 104: 68–76, 2016.
127. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of Self-Etching Primers on Bond Strength— Are They Reliable? *Angle Orthod* 73: 2003.
128. Webster MJ, Nanda RS, Duncanson MG, Khajotia SS, Sinha PK. The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119: 54–8, 2001.
129. Zepieri IL, Chung C-H, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 124: 414–9, 2003.
130. Majjer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod* 79: 20–34, 1981.

131. Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 111: 366–73, 1997.
132. McCourt JW, Cooley RL, Barnwell S. Bond strength of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 100: 47–52, 1991.
133. Alhaija ESJA, Al-Wahadni AMS. Evaluation of shear bond strength with different enamel pre-treatments. *Eur J Orthod* 26: 179–84, 2004.
134. Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 123: 633–40, 2003.
135. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 124: 410–3, 2003.
136. Yamada R, Hayakawa T, Kasai K. Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2002.
137. Schanefeldt S, Foley TF. Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 122: 267–73, 2002.
138. Owens Jr SE, Miller BH. A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. *Angle Orthod* 70: 352–6, 2000.
139. Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 121: 510–5, 2002.
140. Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 118: 274–9, 2000.
141. Lee B-S, Hsieh T-T, Lee Y-L, Lan W-H, Hsu Y-J, Wen P-H, et al. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod* 73: 565–70, 2003.
142. Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod* 69: 267–75, 1999.
143. Kubo S, Yokota H, Sata Y, Hayashi Y. Microleakage of self-etching primers after thermal and flexural load cycling. *Am J Dent* 14: 163–9, 2001.
144. Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122: 260–6, 2002.
145. Erbay S. Farklı yapıştırıcılar ile iki ayrı braket kaide tipinin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının ve kopma bölgelerinin in vitro olarak incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, İstanbul, 1993.
146. Özbilgen O. Farklı yapıştırıcı ve braket sistemlerinin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının in vitro olarak karşılaştırılması. Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, İstanbul, 2000.
147. Seitavuopio P. The roughness and imaging characterisation of different pharmaceutical surfaces. *Helsingin yliopisto* 2006.

148. Stout KJ, Blunt L. Three dimensional surface topography. 2nd ed. Kogan Page 285, 2000.
149. Verran J, L. Rowe D, D. Boyd R. Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy. *Int Biodeterior Biodegradation* 51: 221–8, 2003.
150. Wieland M, Textor M, Spencer ND, Brunette DM. Wavelength-dependent roughness: a quantitative approach to characterizing the topography of rough titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16: 163–81, 2001.
151. R&D Technical Bulletin. Erişim: (<http://www.zygo.com/library/papers/wifda.pdf>)
152. Horozoğlu E. Görüntü işleme ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü ve analizi. 2013.
153. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of dental rotary instruments on the roughness and wettability of human dentin surfaces. *J Prosthet Dent* 102: 81–8, 2009.
154. Cehreli ZC, Lakshmipathy M, Yazici R. Effect of different splint removal techniques on the surface roughness of human enamel: a three-dimensional optical profilometry analysis. *Dent Traumatol* 24: 177–82, 2008.
155. Kanat-Ertürk B, Çömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Özcan M, Güngör MA. Effect of Veneering Methods on Zirconia Framework-Veneer Ceramic Adhesion and Fracture Resistance of Single Crowns. *J Prosthodont* 2014.
156. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res* 2016.
157. Wendt J. SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 8: 181–4, 1992.
158. Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg* 21: 143–51, 2004.
159. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* Oct 4: 231–6, 1991.
160. Ghassemi-Tary B. Direct bonding to porcelain: an in vitro study. *Am J Orthod* 76: 80–3, 1979.
161. Zelos L, Bevis RR, Keenan KM. Evaluation of the ceramic/ceramic interface. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106: 10–21, 1994.
162. Eustaquio R, Garner LD, Moore BK. Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 94: 421–5, 1988.
163. Sunilkumar P, Patil C, Baswaraj H, Putturaj KT, Sangolgi VC, Jayasudha K. ORIGINAL RESEARCH A Comparative Study of the Shear and Tensile Bond Strength using three types of Direct Bonding Adhesives on Stainless Steel Brackets - An In Vitro Study 5: 26–9, 2013.
164. Droese V, Diedrich P. Research on the tensile bond strength of bracket bases coated with metal plasma. *Fortschritte der Kieferorthop* 53: 142–52, 1992.
165. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1984.

166. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: An in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 126: 200–6, 2016.
167. Jaffer S, Oesterle LJ, Newman SM. Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 136: 83–6, 2016.
168. Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Effects of application time and agitation for bonding orthodontic brackets with two self-etching primer systems. *Dent Mater J* 28: 89–95, 2009.
169. Clark SA, Gordon PH, McCabe JF. An ex vivo investigation to compare orthodontic bonding using a 4-META-based adhesive or a composite adhesive to acid-etched and sandblasted enamel. *J Orthod* 2014.
170. Sargison AE, McCabe JF, Millett DT. A laboratory investigation to compare enamel preparation by sandblasting or acid etching prior to bracket bonding. *Br J Orthod* 2014.
171. Vinagre AR, Messias AL, Gomes MA, Costa AL, Ramos JC. Effect of time on shear bond strength of four orthodontic adhesive systems. *Rev Port Estomatol Med Dentária e Cir Maxilofac* 55: 142–51, 2014.
172. Bezerra GL, Torres CRG, Tonetto MR, Borges AH, Kuga MC, Bandeca MC, et al. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Fixed with Remineralizing Adhesive Systems after Simulating One Year of Orthodontic Treatment. *Sci World J* 2015, 2015.
173. Frota PHDB, Tanaka A, Loguercio AD, Lima DM, Carvalho CN, Bauer J. Effect of different times of solvent evaporation and pH in two self-etching adhesive systems on the shear bond strength of metallic orthodontic brackets. *Int J Adhes Adhes* 50: 223–7, 2014.
174. Sfondrini MF, Fraticelli D, Gandini P, Scribante A. Shear bond strength of orthodontic brackets and disinclusion buttons: Effect of water and saliva contamination. *Biomed Res Int* 2013, 2013.
175. Cehreli SB, Polat-Ozsoy O, Sar C, Cubukcu HE, Cehreli ZC. A comparative study of qualitative and quantitative methods for the assessment of adhesive remnant after bracket debonding. *Eur J Orthod* 34: 188–92, 2012.
176. Krell K V., Courey JM, Bishara SE. Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 103: 258–66, 1993.
177. Kim S-S, Park W-K, Son W-S, Ahn H-S, Ro J-H, Kim Y-D. Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: A 3-dimensional surface profilometry study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 132: 71–6, 2007.
178. Banerjee A, Paolinelis G, Socker M, McDonald F, Watson TF. An *in vitro* investigation of the effectiveness of bioactive glass air-abrasion in the “selective” removal of orthodontic resin adhesive. *Eur J Oral Sci* 116: 488–92, 2008.
179. Eminkahyagil N, Arman A, Çetinşahin A, Karabulut E. Effect of Resin-removal Methods on Enamel and Shear Bond Strength of Rebonded Brackets. *Angle Orthod* 76: 314–21, 2006.
180. Eliades T, Gioka C, Eliades G, Makou M. Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. *Eur J Orthod* 26: 333–8, 2004.

181. Zachrisson BU, Årthun J. Enamel surface appearance after various debonding techniques. *Am J Orthod* 75: 121–37, 1979.
182. Karan S, Kircelli BH, Tasdelen B. Enamel surface roughness after debonding. *Angle Orthod* 80: 1081–8, 2010.
183. Trakyali G, Ozdemir FI, Arun T. Enamel colour changes at debonding and after finishing procedures using five different adhesives. *Eur J Orthod* 31: 397–401, 2009.
184. Sabuncuoglu FA, Ertürk E. Shear bond strength of brackets bonded to porcelain surface: in vitro study. *Istanbul Üniversitesi Dis Hekim Fakültesi Derg* 50: 9, 2016.
185. Dhakorkar SR, Naik VR. Comparison of surface conditioning methods on shear bond strength of metal brackets to ceramic surface--an in vitro study. *Indian J Dent Adv* 7: 18–22, 2015.
186. Karan S, Büyükyılmaz T, Toroğlu MS. Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: Are there acceptable alternatives to conventional methods? *Am J Orthod Dentofac Orthop* 132: 144.e7–144.e14, 2007.
187. Patcas R, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. Surface and interfacial analysis of sandblasted and acid-etched enamel for bonding orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 147: S64–75, 2015.
188. Blöcher S, Frankenberger R, Hellak A, Schauseil M, Roggendorf MJ, Korbmacher-Steiner HM. Effect on enamel shear bond strength of adding microsilver and nanosilver particles to the primer of an orthodontic adhesive. *BMC Oral Health* 15: 1, 2015.
189. Dilber E, Aglarıcı C, Akın M, Özcan M. Adhesion of metal brackets to glassy matrix and hybrid CAD/CAM materials after different physico-chemical surface conditioning. 2016. Erişim: (<http://dx.doi.org/101080/0169424320161159035>).
190. Kwak J-Y, Jung H-K, Choi I-K, Kwon T-Y, Lifshitz A, Cárdenas M, et al. Orthodontic bracket bonding to glazed full-contour zirconia. *Restor Dent Endod* 41: 106, 2016.
191. Özer T, Başaran G, Kama JD. Surface roughness of the restored enamel after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 137: 368–74, 2010.
192. Eliades T, Kakaboura A, Eliades G, Bradley TG. Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *Eur J Orthod. Eur Orthodontic Soc* 23: 85–90, 2001.
193. Retief DH, Denys FR. *Finishing of Enamel Surfaces after Debonding of Orthodontic Attachments*. 2009.
194. Alhabdan AA, El-Hejazi AA. Comparison of Surface Roughness of Ceramics after Polishing with Different Intraoral Polishing Systems using Profilometer and SEM. 2: 2015.
195. Saraç Yş, Elekdag-Turk S, Saraç D, Turk T. Surface Conditioning Methods and Polishing Techniques Effect on Surface Roughness of a Feldspar Ceramic. 2009. Erişim: (<http://dx.doi.org/102319/062206-2561>) Erişim tarihi:
196. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 13: 131–5, 2000.
197. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2: 139–47, 2000.

198. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 95: 430–6, 2006.
199. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 23: 45–50, 2007.
200. Ozcan M, Kerkdijk S, Valandro LF. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clin Oral Investig* 12: 279–82, 2008.
201. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci* 28: 259–66, 2013.
202. Sarmiento HR, Campos F, Sousa RS, Machado JPB, Souza ROA, Bottino MA, et al. Influence of air-particle deposition protocols on the surface topography and adhesion of resin cement to zirconia. 2014. Erişim: (<http://dx.doi.org/103109/000163572013837958>)