

**POLİMER İÇERİKLİ CAD-CAM MATERYALLERİNİN REZİN
SİMANLA BAĞLANTISI ÜZERİNDE YÜZEY İŞLEMLERİNİN
ETKİSİNİN İNCELENMESİ VE MATERYALLERİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ İLE TEMAS AÇISININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Büşra TOSUN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Uzmanlık Tezi – 2021

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**POLİMER İÇERİKLİ CAD-CAM MATERYALLERİNİN
REZİN SİMANLA BAĞLANTISI ÜZERİNDE YÜZEY
İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ VE
MATERYALLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ İLE TEMAS
AÇISININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Büşra TOSUN

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU**

ERZURUM

2021

TC
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**POLİMER İÇERİKLİ CAD-CAM MATERYALLERİNİN REZİN
SİMANLA BAĞLANTISI ÜZERİNDE YÜZEY İŞLEMLERİNİN
ETKİSİNİN İNCELENMESİ VE MATERYALLERİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ İLE TEMAS AÇISININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Büşra TOSUN

Tez Savunma Tarihi: 26/03/2021

Tez Danışmanı: Prof Dr. Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi: Prof Dr. Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi: Prof Dr. Zeynep Yeşil DUYMUŞ

Jüri Üyesi: Prof Dr. Gözlem CEYLAN

Jüri Üyesi: Dr. Öğretim Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU

ONAY

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

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM

Fakülte Dekanı

Uzmanlık tezi

Erzurum - 2021

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR.....	V
ÖZET	VII
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
TABLolar DİZİNİ	XV
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Seramiklerin Tanımı.....	4
2.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı	4
2.2 Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Güncel Sınıflaması	6
2.2.1 Resin Matriks Seramikler	8
2.3. Polimer Yapısı.....	11
2.3.1. PEEK Genel Özellikleri ve Diğer Materyallere Göre Üstünlükleri	12
2.3.2. PEEK Medikal Kullanım Alanları.....	13
2.3.3. PEEK Dental Kullanım Alanları	13

2.3.4. Polietir Keton Keton (PEKK).....	17
2.4. CAD-CAM Teknolojisi	17
2.4.1. CAD-CAM Sisteminin Elemanları.....	18
2.4.2. CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları	19
2.4.3. Diş Hekimliğinde CAD-CAM Üretim Sistemleri . Hata! Yer işareti tanımlanmamış.	
2.5. Adezyon.....	20
2.5.1. Seramik Materyale Adezyon (Restorasyon-Siman Arasındaki Bağlantı)	21
2.6. Adeziv Sistemler	25
2.6.1. Etch&rinse Adeziv Sistemler	26
2.6.2. Self-etch Adeziv Sistemler.....	26
2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Simanlar	27
2.7.1. Rezin İçerikli Simanlar	28
2.8. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	31
2.8.1. Profilometre Analizi	31
2.8.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi.....	32
2.8.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analizi	33
2.8.4. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS)Analizi.....	34
2.9. Temas Açısı Ölçüm Yöntemleri.....	34
2.9.1. Sessile Drop Tekniği.....	35

2.9.2. Wilhelmy Tekniği.....	35
2.10. Bağlanma Dayanımı Ölçüm Yöntemleri	36
2.10.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Test)	37
2.10.2. Çekme (Tensile) Testi.....	37
2.10.3. Bükölme Testi	38
2.10.4. Baskı Dayanımı Testi.....	39
3. MATERYAL VE METOT	40
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	44
3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	48
3.2.1. Kumlama İşlemi	48
3.2.2. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu ile Kumlama İşlemi	49
3.2.3. Adeziv Uygulaması	50
3.3. Yüzey Pürüzlölük Ölçümü.....	51
3.4. Temas Açısı Ölçümü	51
3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (ESEM) Analizinin Yapılması	52
3.6. Örneklerin Akrilik Rezine Gömölmesi.....	53
3.7. Self Adeziv Resin Siman Uygulaması	53
3.8. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü	54
3.9. İstatistiksel Değerlendirme	55

4. BULGULAR	57
4.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları.....	57
4.2. Temas Açısı Bulguları	60
4.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları	64
4.4. Korelasyon Analizi Bulguları	67
4.5. ESEM Analizi Bulguları.....	68
5. TARTIŞMA	80
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	95
KAYNAKLAR.....	98
EKLER.....	121
EK-1. Özgeçmiş.....	121
Ek-2. Etik Kurul Onay Formu.....	122
EK-3. Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Protokolü.....	123

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimi ile yanımda olan, arkamda her daim desteğini hissettiğim çok değerli tez danışmanım **Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU**'na en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Göstermiş olduğu anlayış ve katkılarından dolayı sayın anabilim dalı başkanım **Prof. Dr. Funda BAYINDIR**'a ve değerli hocalarım **Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**, **Doç. Dr. Esra KUL**, **Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR**'e,

Bilgi ve tecrübelerini paylaşmaktan hiçbir zaman kaçınmayan, klinikte gösterdikleri başarıları her daim örnek aldığım **Dr. Öğretim Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU** ve **Dr. Öğretim Üyesi Ersoy SAKARYA**'ya,

Tez dönemimde olduğu kadar diğer akademik çalışmalarımızda da her daim yardım eden, akademisyenliği kendisine çok yakıştırdığım değerli hocam **Dr. Öğretim Üyesi Alper ÖZDOĞAN**'a,

Arkadaşlığını ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, bölümde olmasından mutluluk duyduğum arkadaşım ve değerli hocam **Dr. Öğretim Üyesi Nurdan Polat SAĞSÖZ**'e,

Bu çalışmayı THD-2020-8538 BAP proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

Uzmanlık eğitimine başladığım andan beri birlikte olduğum, bu süreci varlığıyla kolaylaştıran, zor anımda hemen yanı başımda olan kardeşim **Dt Zahide AYDIN**'a,

Uzmanlık sürecimi güzelleştiren, hayatıma girdikleri için çok mutlu olduğum **Dt Zeynep ŞEN YILMAZ** ve **Dt Derya ASLAN**'a,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum ve özlemle anacağım çalışma arkadaşlarıma, tüm hemşire, teknisyen ve personelimize,

Eğitim sürecim boyunca olduğu gibi hayatımın her anında bana destek olan ve üzerimde sonsuz emeği bulunan annem, babam ve kız kardeşlerime,

Bu süreçte beni her daim anlayışla karşılayan hayat arkadaşım, ebedi destekçim sevgili eşime ve hayatıma anlam katan canım kızlarım Elif Eylül ve Bilge Yağmur'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Büşra TOSUN

ÖZET

Polimer İçerikli CAD-CAM Materyallerinin Rezin Simanla Bağlantısı Üzerinde Yüzey İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi ve Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü ile Temas Açısının Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışmanın amacı polimer içerikli CAD-CAM materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu materyallerin rezin siman ile olan bağlantı dayanımının incelenmesi ve bu işlemlerin yüzey pürüzlülüğü ile temas açısı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot: Çalışmada her bir grupta 32 adet olmak üzere toplam 128 adet 4 farklı polimer içerikli CAD-CAM materyali (PEEK, PEKK, Vita Enamic, GC Cerasmart) kullanıldı. Her bir grup kendi içinde 2 alt gruba ayrıldı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda her grup tavsiye edilen partikül büyüklüğünde alüminyum oksit tozu ile kumlandı ve bu grup kumlama grubu olarak alındı. Diğer grup ise 30 µm silika kaplanmış Al₂O₃ partikülleri ile pürüzlendirildi ve CoJet grubu olarak alındı. Kumlama ve CoJet grubundaki örneklerin yarısına herhangi bir adeziv uygulama işlemi yapılmazken diğer yarısına ise adeziv uygulaması yapıldı. Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra numunelerin yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı ölçümleri yapıldı. Tüm yüzey işlem gruplarından pürüzlülük ve temas açısı ölçüm sonuçlarına göre ortalamaya en yakın örnek seçilerek ESEM analizi yapıldı. Tüm örnekler akriliğe gömüldü ve self adeziv rezin siman ile simante edildi. Makaslama bağlanma dayanımı universal test cihazı ile ölçüldü ve istatistiksel veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Grup, yüzey işlemi ve adeziv ana etkilerinin ve etkileşimlerinin pürüzlülük, bağlanma dayanımı ve temas açısı değerleri üzerindeki etkisinin incelenmesinde ise genelleştirilmiş lineer modeller yöntemi kullanıldı.

Bulgular: Yüzey işlemleri uygulanan polimer içerikli CAD-CAM materyalleri arasında pürüzlülük ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Materyallere, yüzey işlemlerine ve adeziv uygulamasına göre temas açısının ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. PEKK materyalinin adeziv uygulanmayan kumlama grubunda temas açısı en yüksek bulunurken ($117.1 \pm 14.8^\circ$), VITA materyalinin adeziv uygulanmayan CoJet grubunda ise temas açısı en düşük bulunmuştur ($22.6 \pm 4.3^\circ$). Bağlanma dayanımı açısından materyal ana etkisi incelendiğinde en yüksek bağlanma dayanımı GC materyalinde elde edilirken (8.1 ± 4.1 MPa), en düşük bağlanma dayanımı ise PEEK materyalinde elde edilmiştir (5.6 ± 3.5 MPa). Adeziv ana etkisi incelendiğinde en yüksek bağlanma dayanımı adeziv uygulanan grupta elde edilmiştir (9.1 ± 3.6 MPa). Materyal, yüzey işlemi ve adeziv üçlü etkileşiminde ise bağlanma dayanımı açısından anlamlı fark bulunmamıştır.

Sonuç: Kullanılan materyale bağlı olarak bir takım yüzey işlemlerinin uygulanması makaslama bağlanma dayanımını dolayısıyla da klinik başarının artmasını sağlamaktadır. Çalışmada kullanılan alüminyum oksit ile kumlama ve CoJet mekanik yüzey işlemleri, benzer bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğinden restorasyonların hasta başında CAD-CAM ile üretiminin ardından daha pratik ve kullanımı kolay olan CoJet sistemi alüminyum oksit kumlamaya bir alternatif olarak tercih edilebilir.

Anahtar Kelimeler: CAD-CAM, Gc Cerasmart, PEEK, PEKK, Rezin siman, Temas açısı, Vita Enamic, Yüzey pürüzlülüğü.

ABSTRACT

Investigation of Bond Strength Between Resin Cement and Polymer Infiltrated CAD-CAM Materials After Different Surface Treatments and Comparison of Surface Roughness and Contact Angle of Materials

Aim: The aim of this study is to examine the bond strength of materials with resin cement as a result of different surface treatments applied to polymer-containing CAD-CAM materials and to evaluate the effect of these processes on surface roughness and contact angle.

Material and Method: In our study, a total of 128 polymer infiltrated four different CAD-CAM materials (PEEK, PEKK, Vita Enamic, GC Cerasmart) were used, 32 in each group. Each group was divided into 2 subgroups. With the instructions of the manufacturer, half of the samples were sandblasted with aluminum oxide sand of recommended particle size and this group was taken as the sandblasting group. The other group was roughened with 30 μm silica coated Al_2O_3 particles (CoJet) was taken as CoJet group. While no adhesive was applied to half of the samples in the sandblasting and CoJet groups, the adhesive was applied to the other half. After the surface treatments were applied, the roughness of the samples, the contact angle measurements and ESEM analysis were made. All of the samples were embedded in autopolymerizing acrylic resin and self adhesive resin cement was applied. Shear bond strength was measured with universal test device. Statistical data were analyzed with IBM SPSS V23. Conformity to normal distribution was examined using the Shapiro-Wilk test. Generalized linear models method was used to examine the effects of the group, surface treatment and adhesive main effects and interactions on roughness, bond strength and contact angle values.

Results: No statistically significant difference was found between the polymer-containing CAD-CAM materials with surface treatments in terms of roughness values. There is a statistically significant difference between the means of the contact angle according to the materials, surface treatments and adhesive application. The contact angle of the PEKK material was found to be the highest in the sandblasting group without adhesive ($117.1 \pm 14.8^\circ$), while the contact angle of the VITA material in the CoJet group without adhesive was found to be the lowest ($22.6 \pm 4.3^\circ$). When the main effect of the material in terms of bond strength is examined, the highest bond strength was obtained in GC material (8.1 ± 4.1 MPa), while the lowest bond strength was obtained in PEEK material (5.6 ± 3.5 MPa). When the main effect of the adhesive was examined, the highest bond strength value was obtained in the adhesive applied group (9.1 ± 3.6 MPa). No significant difference was found in terms of bond strength in material, surface treatment and adhesive triple interaction.

Conclusion: Depending on the material used, the application of a number of surface treatments increases the shear bond strength and thus the clinical success. Since the aluminum oxide sandblasting and CoJet mechanical surface treatments used in the study show similar bond strength values, the CoJet system, which is more practical and easy to use, can be preferred as an alternative to aluminum oxide sanding after restoration production with CAD-CAM as a chairside.

Key Words: CAD-CAM, Contact angle, Gc Cerasmart, PEEK, PEKK, Resin cement, Surface roughness, Vita Enamic.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%: Yüzdelik

° : Derece

°C: Derece santigrat (Sıcaklık)

AFM: Atomik kuvvet mikroskobu

Al₂O₃: Aluminyum oksit

Bis-GMA: Bisfenol glisidil metakrilat

CAD: Computer Aided Design

CAM: Computer Aided Manufacturing

EDS: Enerji dağılım spektrometresi

ESEM: Environmental Scanning Electron Microscope

GPa: Gigapaskal

ISO: Uluslararası Standartlar Örgütü

K₂O: Potasyum oksit

LED: Light emitting Diode

mm/dk: milimetre/dakika

MMA: Metilmetakrilat

MPa: Megapaskal

N: Newton

n: Örnek sayısı

Na₂O: Sodyum oksit

p: Anlamlılık düzeyi

PAEK: Poliaril eter keton

PEEK: Polieter-eter-keton

PEKK: Polieter keton keton

PICN: Polymer-infiltrated ceramic-network (Polimer infiltre ağ yapısı)

PMMA: Polimetil metakrilat

Ra: Roughness average (Ortalama yüzey pürüzlülüğü)

Rmax: Maximum Roughness Depth (Maximum pürüzlülük derinliği)

Rz: Average Maximum Height of the Profile (Profilin ortalama maksimum yüksekliği)

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)

TEG-DMA: Trietilenglikoldimetakrilat

UDMA: Üretandimetakrilat

µm: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Silisyum Tetrahedral Yapı	4
Şekil 2.2. Gracis güncel seramik sınıflaması	6
Şekil 2.3. Polimerlerin performans gelişim basamakları.....	12
Şekil 2.4. PEEK Kimyasal Yapısı.....	12
Şekil 2.5. PEEK İmplant.....	14
Şekil 2.6. PEEK İmplant Abutment	14
Şekil 2.7. PEEK alt yapılı hareketli bölümlü protez	15
Şekil 2.8. PEEK alt yapılı sabit protez	16
Şekil 2.9. PEEK materyalinden yapılan inley köprü.....	16
Şekil 2.10. PEKK kimyasal yapısı	17
Şekil 2.11. Adeziv sistemlerin özeti.....	27
Şekil 2.12. Yüzey pürüzlülüğü parametreleri (Ra, Rz, Rmax)	32
Şekil 2.13. Değim açısı.....	34
Şekil 2.14. Katı-sıvı arasında meydana gelen değim açısı	35
Şekil 2.15. Stress formülü.....	36
Şekil 2.16. Stres türlerinin şematik gösterimi.....	36
Şekil 2.17. Makaslama test düzeneği	37
Şekil 2.18. Çekme deneyi	38

Şekil 2.19. 3 nokta ve 4 nokta bükülme testleri	38
Şekil 2.20. Basma deneyi test düzeneği	39
Şekil 3.1. Whitepeaks CopraPeek blok.....	49
Şekil 3.2. K5 kazıma cihazı	44
Şekil 3.3. Pektkon Ivory PEKK blok	44
Şekil 3.4. PEEK ve PEKK malzemelerin dizayn yapıldıktan sonra kesim şeması.....	45
Şekil 3.5. K5 vhf kazıma cihazında hazırlanan PEEK ve PEKK örnekler.....	45
Şekil 3.6. Örnek boyutlarının kalınlık ölçer ile ölçülmesi.....	45
Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan Vita Enamic ve GC Cerasmart bloklar	46
Şekil 3.8. Su Jet cihazıyla örneklerin hazırlanması.....	46
Şekil 3.9. Çalışmaya dahil edilen tüm numuneler.....	47
Şekil 3.10. Kuşlama cihazı.....	54
Şekil 3.11. Alüminyum oksit kumu.....	49
Şekil 3.12. Ultrasonik temizleme cihazı.....	49
Şekil 3.13. CoJet kumu.....	55
Şekil 3.14. CoJet kuşlama cihazı.....	50
Şekil 3.15. Tokuyama Bond Force II adeziv.....	55
Şekil 3.16. Valio Grand ışık cihazı.....	50
Şekil 3.17. Profilometre cihazı.....	51
Şekil 3.18. Temas açısı ölçüm cihazı	52

Şekil 3.19. ESEM Cihazı.....	52
Şekil 3.20. Akrilik rezine gömme işleminde kullanılan silikon kalıp.....	53
Şekil 3.21. Calibra Universal self adeziv rezin siman.....	59.
Şekil 3.22. Silikon kalıp.....	54
Şekil 3.23. Self adeziv rezin siman ile yapıştırılan örneklerin görünümü.....	54
Şekil 3.24. Shimadzu Universal Test Makinası.....	55
Şekil 3.25. Örneklere test cihazı ile kuvvet uygulanması.....	55
Şekil 4.1. PEKK Adeziv - grubunun 3 boyutlu pürüzlülük görünümü.....	59
Şekil 4.2. Vita Enamic Adeziv- grubunun 3 boyutlu pürüzlülük görünümü.....	59
Şekil 4.3. Pürüzlülük değerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.....	60
Şekil 4.4. PEKK kumlama, adeziv – grubunun temas açısı görünümü.....	62
Şekil 4.5. Vita Enamic Cojet, adeziv – grubunun temas açısı görünümü.....	62
Şekil 4.6. Temas açısına ait ortalama ve standart sapma grafiği.....	63
Şekil 4.7. Bağlanma dayanıma ait ortalama ve standart sapma grafiği.....	66
Şekil 4.8. Kumlama grubunda materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüleri	69
Şekil 4.9. Kumlama, adeziv + grubunda materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüleri	71
Şekil 4.10.Cojet grubunda materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüleri	73
Şekil 4.11. Cojet, adeziv + grubunda materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüleri	75

Şekil 4.12. Yüzey işlemleri sonrası PEEK materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüsü 10000x.....	76
Şekil 4.13. Yüzey işlemleri sonrası PEKK materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüsü 10000x.....	77
Şekil 4.14. Yüzey işlemleri sonrası VITA materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüsü 10000x.....	78
Şekil 4.15. Yüzey işlemleri sonrası GC materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüsü 10000x	79

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller	41
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar	42
Tablo 3.3. Çalışmamızda bulunan gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri	47
Tablo 4.1 Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması	57
Tablo 4.2. Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre pürüzlülük değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler.....	58
Tablo 4.3. Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre temas açısının karşılaştırılması	60
Tablo 4.4. Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre temas açısına (°) ait tanımlayıcı istatistikler.....	61
Tablo 4.5. Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre makaslama bağlanma dayanımının karşılaştırılması	64
Tablo 4.6. Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre makaslama bağlanma dayanımına ait tanımlayıcı istatistikler	65
Tablo 4.7. Spearman's rho korelasyon analizi	67
Tablo 4.8. Materyal, yüzey işlemi ve adeziv ayrımı yapmaksızın ilişkinin incelenmesi.....	68

1. GİRİŞ

Kaybedilmiş diş dokularının en kısa sürede yerine konması, diş hekimliğinin en önemli amaçlarından biridir. Eksik olan dişin konumuna ve kaybedilen doku miktarına bağlı olarak tedavi şekli ve kullanılan materyal türü değişebilmektedir. Kullanılan materyal ne olursa olsun arzu edilen, dişlerde doğal görünümün ve estetik beklentinin karşılanmasıdır. Özellikle anterior bölgede yapılan restorasyonlarda bu durum daha büyük önem arz eder. Bu sebeple restorasyonların üretim aşamasında hata riskini en aza indirmek gerekmektedir ve bu ihtiyaç bizi CAD-CAM sistemlere yönlendirmektedir.

CAD-CAM; bilgisayar ile çalışan makine ile üretilen materyallerin bilgisayarda üç boyutlu tasarımında kullanılan bir terimdir. Bu sistem; hassas bir frezin bilgisayar yazılımı ile, metal, kompozit, seramik veya son dönemde popüler olan hibrit bloklardan protez üretilmesi esasına dayanır. Restorasyonların çok daha kısa sürede yapılmasına imkân vermesinin yanında seramik materyallerin füzyon, kondenzasyon, sinterizasyon gibi işlemleri olabildiğince azalmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller gün geçtikçe değişmekte ve çeşitlilik kazanmaktadır. Bu gelişmelere rağmen klinikte görülen başarısızlıkların büyük bir kısmı siman bağlantısındaki problemlerden kaynaklanmaktadır. Günümüzde yüksek sıkışma ve gerilme dayanıklılığına sahip rezin simanlar bu olumlu özelliklerinden ötürü retansiyon gereksinimi olan ve estetik beklentinin fazla olduğu vakalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Resin simanlar; laminate veneerlerin, tam seramik kuronların, inley ve onleylerin, adeziv köprülerin, güçlendirilmiş tam seramik köprülerin simantasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Farklı materyaller arasındaki bağlanma "adezyon" olarak tanımlanmaktadır. Yüzey geriliminin artmasıyla, yüzey enerjisi artar, yüzey enerjisinin artmasıyla da adezyon kuvveti artar. Simantasyon işleminde kullanılan rezin simanlar, restorasyonun uzun süre başarı gösterebilmesi için diş ve restoratif materyalin her ikisine de kuvvetli bir şekilde bağlanmalıdır. Materyallerin diş ile olan bağlantısını güçlü hale getirmek için yüzeyin ıslanabilirliği, kimyasal bağlanma ve mikromekanik kilitlenme oluşturmak önemlidir. Bir sıvının katı yüzey üzerinde yayılmasına ve yüzeyi belli oranda kaplamasına ıslatma, katı yüzeyin herhangi bir sıvı tarafından belirli bir miktarda kaplanmasına ıslanma, bu durumun gerçekleşme derecesine sıvılar için ıslatabilirlik, katılar için ise ıslanabilirlik denir. Yüzey enerjisi, ıslanabilirlik ile doğru orantılı bir kavramdır. Yüzey enerjisi fazla olan bir materyalin ıslanabilirliği de fazla olacaktır. Islanabilirlik ne ölçüde fazla olursa materyallerin dayanak diş ile olan bağlantısı da artacaktır ve restorasyonların diş ile olan bağlantısını olumlu yönde etkilediğinden, klinikte teslim sonrası hastalarda gözlemleyebildiğimiz diş ile restorasyonun gevşemesi veya tamamen ayrılması problemi ortadan kalkacaktır.

Bu çalışmanın amacı; PEEK, PEKK, Vita Enamic ve Cerasmart gibi polimer içerikli farklı CAD-CAM materyallerinin, yüzey pürüzlülüğü, temas açısı ve rezin siman ile olan makaslama bağlanma dayanımı üzerinde farklı yüzey işlemlerinin etkisinin değerlendirilmesidir. Kullanılan materyaller diş hekimliği alanında üretilen yeni materyaller olduğundan yüzey işlemleri ve siman ile bağlanma özellikleri çok iyi bilinmemektedir. Yapılacak yüzey işlemlerinin materyal yüzeyini ne ölçüde pürüzlendirdiği, ıslanabilirliği hangi oranda ve nasıl etkilediğinin belirlenmesi hedeflenmektedir.

Çalışmanın birinci hipotezi olarak; 4 farklı CAD-CAM materyaline uygulanan çeşitli yüzey işlemleri sonrası pürüzlülük ve temas açısı değerlerinde herhangi bir fark olmayacağı

düşünülmektedir. İkinci hipotez; pürüzlendirilen materyallerin adeziv rezin siman ile simantasyonu sonrası makaslama bağlanma gücünün değişmeyeceği şeklindedir. Üçüncü hipotez ise pürüzlülük ile bağlanma dayanımı ve temas açısı ile bağlanma dayanımı arasında anlamlı bir ilişki olmayacağı yönündedir.

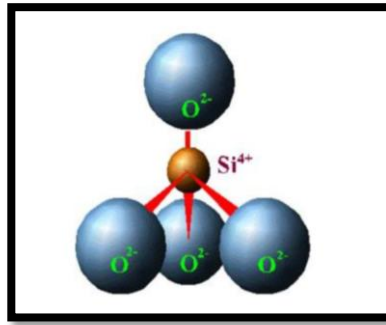
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tanımı

Seramik terimi, Yunanca “çömlekçi” veya “çömlekçilik” anlamına gelen “keramikos” kelimesinden üretilmiştir. Bu, “yanmış toprak” anlamına gelen Sanskritçe bir terim olmakla birlikte temel bileşenlerini, topraktan seramik oluşturmak için ısıtılmış killer oluşturmaktadır.¹ Süs eşyalarının yapımında kullanılan seramiklerin dayanıksız bir yapı göstermeleri dolayısıyla diş hekimliğinde kullanım için uygun görülmemiş zamanla özellikleri geliştirilerek diş hekimliği alanında da kullanılabilir porselen haline getirilmiştir.²

2.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik, inorganik materyallerin genel adı olmakla beraber diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısını silisyum tetrahedron oluşturur. Tetrahedral birleşim; merkezde silisyum atomu ve 4 adet oksijen atomundan oluşmaktadır (Şekil 2.1).³ Hem iyonik hem kovalent kuvvetli bağlara sahip bu tetrahedral yapı, seramiğin sert, elastisite modülünün yüksek olmasını sağlarken; aynı zamanda seramiği kimyasal ve ısısal ajanlara karşı da daha dirençli hale getirir.⁴



Şekil 2.1. Silisyum Tetrahedral Yapı

Dental seramiğin yapısında temel bileşenlerden %75-85 feldspar, %12-22 kuartz (silika, kum), %1-5 kaolin (kil) bulunmaktadır.⁵

2.1.1.1. Feldspar

Feldspar, sodyum alümina silikat ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$) ile potasyum alümina silikat ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$) karışımıdır. Farklı oranlarda karbonatlı su (Na_2O) ve potasyum oksit (K_2O) içerir. Gazlı su formu erime noktasını düşürür, potasyum oksit formu ise erimiş malzemenin viskozitesini artırarak pişirme sırasında sızıntıyı azaltır.⁶

Feldspar, porselene saydamlık veren temel malzemedir. Fırınlama esnasında kuartz ve kaoline matriks görevi gören eritici ve birleştirici bir materyaldir. Böylece kütlenin bütünlüğünü sağlar. Bu özellik sayesinde porselen restorasyonların pişirme işlemi sırasında yapılarının korunmasını sağlar.

2.1.1.2. Kuartz

Erime sıcaklığı 1700 derece olan kuartz, erime sıcaklığını artırarak porselene sertlik ve stabilite kazandırır. Seramik yapıya şeffaflık verir. Pişirme esnasında büzülmeyi engelleyerek porselenin stabilizasyonunu sağlar. Feldspar ile kaolin arasında doldurucu vazifesi görür.^{7,8}

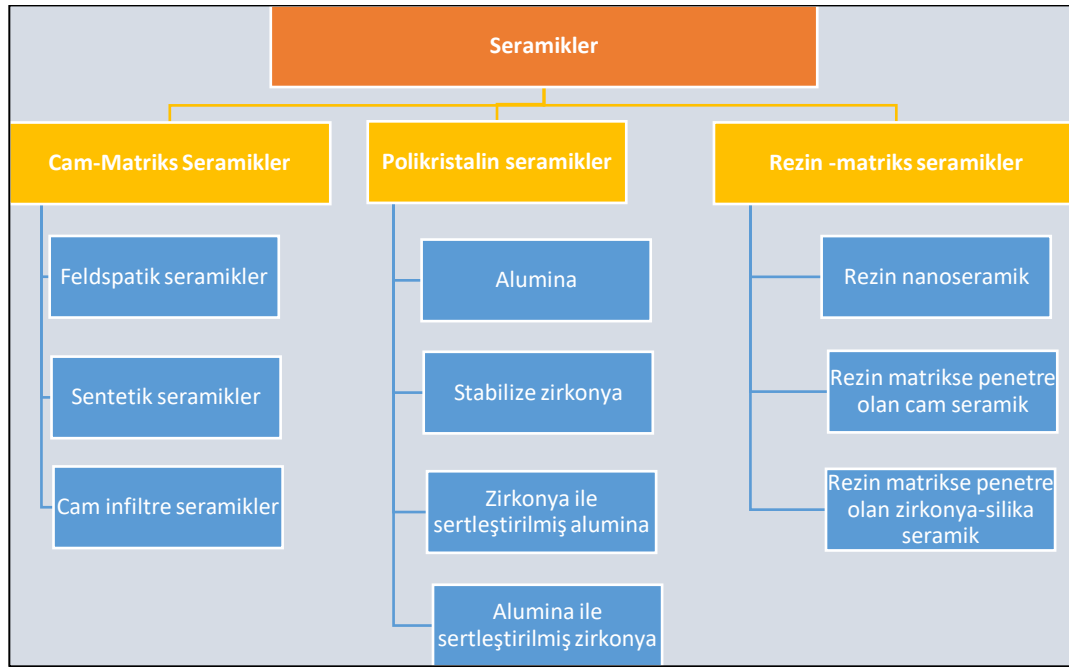
2.1.1.3. Kaolin

Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 2\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$) hidratlanmış alümina silikattır. Porselene opaklık verir ve porselen hamurunu şekillendirir. Silika SiO_2 'dir ve porselen kütlesini stabil hale getirir.⁹ Çin kili olarak da bilinen kaolin, yumuşak ve çok ince bir materyaldir. Pişirme sırasında çözülür ve birleştirici özelliği ile kaolin ve kuartzı sarar. Bu sayede porselenin işlenebilirliği de kolaylaşır. Işık geçirgenliği olmadığından günümüzde porselen içeriğinde kuartz bulunması tercih edilmemektedir. Opak olduğundan %1-5 gibi az oranlarda kullanılır.^{3,6}

Bu temel bileşenlerin haricinde dental seramiklerin yapısında; ara oksitler, opaklaştırıcı maddeler, renk pigmentleri, parlaklık (lüminesans) özelliği sağlayan maddeler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler de bulunmaktadır.⁵

2.2 Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Güncel Sınıflaması

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler için yapılmış birçok sınıflandırma bulunmaktadır. Vita Enamic ve Cerasmart gibi materyallerin seramik sınıflandırmasındaki yerinin daha iyi anlaşılabilmesi için en güncel sınıflama Gracis ve ark.'nın¹⁰ 2015 yılında dental seramik ve seramik benzeri materyallerin yapısal içeriğine göre yaptıkları sınıflandırmadır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Gracis ve ark. güncel seramik sınıflaması¹⁰

❖ Cam Matriks Seramikler

- Feldspatik seramikler (IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocks, Vident gibi)

- Sentetik seramikler

- Lösit içerikli (IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM 7, VM 9, VM 13, Vident, Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake)

- Lityum Disilikat ve türevleri (3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply)

- Floroapatit içerikli (IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent)

- Cam infiltre seramikler

- Alümina (In-Ceram Alumina, Vita)

- Alümina ve Magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita)

- Alümina ve Zirkonya (In-Ceram Zirconia, Vita)

❖ Polikristalin Seramikler

- Alümina (Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL)

- Stabilize zirkonya (NobelProcera Zirconia, Nobel Biocare; Lava/Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zirkon, DCS; Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply; Prettau Zirconia, Zirkonzahn; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zenostar, Wieland)

- Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina

- Alümina ile sertleştirilmiş zirkonya

❖ **Rezin-Matriks Seramikler**

- Rezin nanoseraamik (Lava Ultimate, Cerasmart)
- Rezin matrikse penetre olan cam seramik (Vita Enamic)
- Rezin matrikse penetre olan zirkonya-silika seramik

2.2.1 Rezin Matriks Seramikler

2.2.1.1. Rezin Nanoseraamik

Seramik ve kompozitin olumlu özelliklerini içeren bir diğer materyal rezin nanoseraamiklerdir. Seramik ve kompozit restorasyonlar ile yorulma direnci bakımından kıyaslandığında kompozit rezinlerin daha dirençli oldukları sonucuna ulaşılmıştır.¹¹ Bu bilgiler ışığında yeni bir materyal arayışına girilmiş ve bir rezin nano seramik olan Lava Ultimate (3M ESPE, St Paul, USA) 2012 yılında diş hekimliğine tanıtılmıştır.¹²

❖ **Lava Ultimate (3M ESPE)**

Yüksek miktarda sertleştirilmiş rezin matriks içeren ağırlıkça %79 nanoseraamik partiküllerden oluşan materyallerdir.¹³ Nanoseraamik partiküller polimer yapıyı güçlendiren 3 farklı doldurucu içermektedir. Doldurucular 20 nm boyutunda silika, 4-11 nm boyutunda zirkonya veya bunların kombinasyonundan oluşmaktadır.

Fırınlama işlemine gerek kalmaksızın freze edilebilmeleri, polisaj ve uyumlama işlemleri de daha kolay gerçekleştirilir. Bir diğer avantajı ise ışıkla sertleşen materyaller kullanılarak, ağız içi tamir, uyumlama ve ilave işlemlerine izin vermesidir.¹⁴ İçeriğinde bulunan rezin, bu materyale elastik özellik kazandırmakla birlikte kırılma eğilimi karşı da daha dayanıklı olmasını

sağlar. Bükülme dayanımı daha yüksek olduğundan posterior bölgede de kullanılabilir.¹⁵ Simantasyon işlemi öncesi, 50 µm alüminyum oksit kumu ile 2 bar basınç altında kumlama yapılarak, adeziv siman ile simante edilmesi tavsiye edilir.

❖ Cerasmart (GC Europe)

Ağırlıkça %71 oranında, doldurucu olarak silika (20 nm) ve baryum cam (300 nm) nanohibrit partiküllerinden oluşan Cerasmart, organik matriks olarak ise 2,2-bis (4methacryloxypolyethoxyphenyl) propan (Bis-MEPP), ürethan dimethacrylate (UDMA) ve dimetakrilat (DMA) içermektedir.¹⁶

Cerasmart yüksek mukavemet gücüne sahip seramik ve kompozitten oluşan bir CAD-CAM kompozit blok materyalidir. Esneklik, güç ve kırılma enerjisinin fazla olmasının yanı sıra, bu hibrit nano seramik, yapıştırma sonrasında marjinal bütünlüğü ve bağlanma dayanımını yüksek oranda sağlamaya da yardımcı olur.¹⁷ Fırınlama işlemine ihtiyaç duyulmaması, ağız içerisinde tamir işlemlerine olanak tanınması, kolay işlenebilmesi ve karşit dişte aşınmaya sebep olmaması gibi avantajlarının yanı sıra aşınma direncinin düşük olması, çok üyeli kuron-köprü restorasyonlarında kullanılamaması, elastisite modülü düşük olduğu için kuron kenarlarında mikrosızıntıya sebep olması gibi dezavantajlara da sahiptir.¹⁸

2.2.1.2. Rezin Matrikse Penetre Olan Cam Seramik (Polimer İnfiltre Seramik Ağ-PICN)

2 fazlı materyallerin tek fazlı materyallere kıyasla bükülme dayanımının daha fazla olması göz önünde bulundurularak hem seramik hem de kompozit içeren materyaller üretilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla Enamic (VITA, Bad Sackingen, Almanya) CAD-CAM sistemlerinde kullanılmak üzere 2013 yılında piyasaya sunulmuştur.

❖ Vita Enamic

Materyal seramik ve polimer olmak üzere ikili ağıdan oluşur. Ağırlıkça %86 oranında seramik, %14 oranında da polimer içeren polimer infiltre seramik materyalidir.¹² Seramik kısım büyük oranda lösit esaslı feldspardan oluşurken geri kalan kısım zirkonyadan oluşmaktadır. Polimer yapıyı ise Üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) oluşturur.^{19,20}

Dentine benzer elastisite katsayısına sahip olan Vita Enamic, aynı zamanda dentine benzer abrazyon ve esneme sertliği gösterir. Bu özellikleri, oklüzyon esnasındaki kuvvetleri, temas noktalarından alıp geniş bir alana yaymaya ve gelen stresleri azaltmaya yardımcı olur. Böylelikle ‘chipping’ problemleri de çok daha az görülür.²¹ 150-210 MPa bükülme direncine sahip olup Vickers sertlik değeri ise mine ile dentin arasındadır (2,5 GPa).²² Sertlik değerleri silika bazlı seramiklerden düşük olduğu için geleneksel seramiklere kıyasla karşıt çenede daha az aşınmaya sebep olurken, zamanla aşınan materyal miktarı da daha fazla olacaktır.^{23,24}

Klinik açıdan hibrit seramiklerin; inley, onley, veneer gibi restorasyonlar ile diş ve implant üstü tek kuronlarda kullanımının uygun olduğu; çok üyeli sabit bölümlü protezlerde ve brüksizm vakalarında ise kullanımının uygun olmadığı belirtilmiştir.^{25,26}

2.2.1.3. Rezin Matrikse Penetre Olan Zirkonya-Silika Seramik

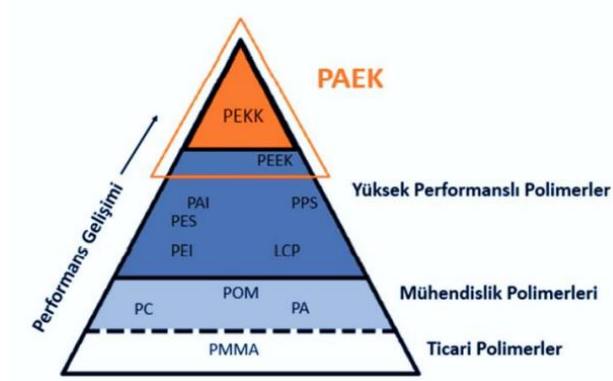
Ağırlıkça %60’dan fazlasını inorganik yapılar içeren bu rezin matriks seramik grubu, organik yapı olarak zirkonyum silikat, silika tozu, UDMA (Üretan dimetakrilat) ve TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat) pigmentlerinin çeşitli varyasyonlarını içerir. Bu seramikler grubuna örnek olarak Paradigm MZ100 (3M ESPE, Minnesota, ABD) ve Shofu Block HC (Shofu inc., Kyoto, Japonya) verilebilir.²⁷

Rezin-kompozit içeriğe sahip ilk CAD-CAM Blok olan Paradigm MZ100 restoratif materyalin fabrikada üretilmiş şeklidir.²⁸ Grubun bir diğer üyesi olan Shofu Block HD ise ağırlıkça %61 oranında silikat, zirkonyum silikat ve silika gibi inorganik dolduruculardan oluşurken organik yapı olarak UDMA ve TEGDMA'dan oluşur.²⁷

2.3. Polimer Yapısı

Günümüzde polimerler, metallere göre daha düşük yoğunluğa sahip olmalarının yanında, ağırlık oranına kıyasla yüksek dayanım gücüne sahip ekonomik materyallerdir. Seramiklerle karşılaştırdığımızda ise, kompozit indirekt restorasyonlar daha uyumlu ve yumuşaktır, bitirme ve cilalama özellikleri daha kolay olmakla beraber, karşıt diş için daha az aşındırıcıdır. Ayrıca polimerler, ilave ayarlamaları yapmaya daha elverişli materyallerdir.²⁹

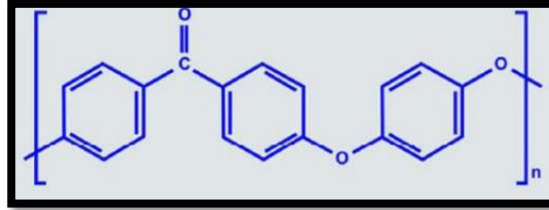
Gelişim düzeylerine göre ise polimerler ticari polimerler, mühendislik polimerleri ve yüksek performanslı polimerler olmak üzere 3 sınıfa ayrılmaktadır. Yüksek performanslı polimerler grubunda olan PAEK ailesinin, diş hekimliği alanında da sık kullanılan Polietereterketon (PEEK) ve Polieterketonketon (PEKK) olmak üzere 2 türü bulunmaktadır. Polimerlerin performans gelişimini gösteren piramitin en üst basamağında ise PEKK materyali bulunmaktadır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Polimerlerin performans gelişim basamakları

2.3.1. PEEK Genel Özellikleri ve Diğer Materyallere Göre Üstünlükleri

Poliaryl eter keton ailesinin bir üyesi olan polieter eter keton, iki eter grubu ve bir karbonil grubu ile bağlanmış üçlü aromatik halka ünitesinden oluşan yüksek performanslı semikristalin bir termoplastiktir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. PEEK Kimyasal Yapısı

Kimyasal adı (-oksi -1,4-fenilen-oksi,1,4-fenilen-karbonil-1,4-fenilen-) olan yüksek performanslı PEEK polimeri, ilk olarak 1962 senesinde Bonner isimli araştırmacı tarafından poliaryl eter ketonlardan üretilmiştir.³⁰ İn vivo ve in vitro olarak biyoyoumlu olmasının yanısıra toksik veya mutajenik değildir. Klinik açıdan PEEK materyaline karşı anlamlı herhangi bir alerji vakası bildirilmemiştir.³¹

2.3.2. PEEK Medikal Kullanım Alanları

Yüksek performanslı polimer olan PEEK materyali, üstün özelliklerinden dolayı tıbbi sektörde de kendine yer edinmiştir. PEEK implantlar, sahip oldukları olumlu mekanik özellikleri ile özellikle ortopedi ve nörolojik cerrahi alanında uygulanmaya başlanmıştır.³² Bir diğer kullanım alanı da kraniyofasiyal deformiteler olan PEEK materyalinin; kimyasal olarak inert bir yapıda olması, gama ışını ve buhar ile sterilizasyonunun sağlanabilmesi, kemiğe yakın elastisite modülünün olması³³, biyouyumlu bir materyal olması ve radyolüsent görüntü vermesi diğer greft materyallerine karşı iyi bir alternatif olarak kabul edilmesini sağlamıştır.^{34,35}

2.3.3. PEEK Dental Kullanım Alanları

Biyouyumlu ve üstün mekanik özelliklere sahip olması PEEK materyalinin diş hekimliği alanında da kullanılmasını sağlamıştır. PEEK materyali diş hekimliğinde; implant, implant abutmenti, implant destekli bar materyali, iyileşme başlığı, sabit protezlerde alt yapı materyali, hareketli protezlerde ana bağlayıcı ve kroşe olarak kullanılabilir.

2.3.3.1. İmplant Materyali Olarak PEEK

Geçen senelerde titanyum ya da paslanmaz çelikten yapılan metalik implantlar kullanılırken günümüzde; polimer, seramik ve kompozit gibi materyallerden üretilen implantlar da kullanılmaktadır. PEEK materyalinden üretilen implantlar, metalik ve seramik implantlara kıyasla birçok olumlu özelliğe sahiptir. Radyolüsent karakterde olması, kemik dokusuna benzer elastisite değerine sahip olması ve renksiz olması olumlu özelliklerindendir(Şekil 2.5).³⁶



Şekil 2.5. PEEK İmplant

2.3.3.2. PEEK Protetik Kullanımı

➤ İmplant Abutmenti Olarak PEEK

İmplant abutment'ları geleneksel olarak titanyum ve titanyum benzeri alaşımlardan yapılmaktadır. Yeterli biyouyumluluk göz önüne alındığında, implant abutmentler'ı PEEK kullanılarak da yapılabilir (Şekil 2.6).^{37,38}



Şekil 2.6. PEEK İmplant Abutment

Kemiğin ve PEEK materyalinin elastik modülünün yakın olması, stres koruma etkilerini azaltır ve kemiğin yeniden şekillenmesini teşvik eder. Bu nedenle, PEEK materyali; implant abutmentlerinin yapımında titanyuma uygun bir alternatif olabilir.

➤ Hareketli Bölümlü Protezlerde PEEK Kullanımı

PEEK materyali, bir alt yapı alternatif materyali olarak hareketli protezlerde kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 2.7).³⁹



Şekil 2.7. PEEK alt yapılı hareketli bölümlü protez

➤ **Sabit Bölümlü Protezlerde PEEK Kullanımı**

CAD-CAM sistemi ile üretilen kompozitler ve polimetilmetakrilat (PMMA) içeren sabit protezler, geleneksel sabit protezlere kıyasla üstün mekanik özelliklere sahiptir.^{40,41} PEEK materyali, CAD-CAM restorasyonları için PMMA' ya alternatif olarak kullanılabilen bir polimerdir.

Metal alt yapılı porselenlerde, zamanla metalde korozyon gözlenmesi, metale bağlı alerjik reaksiyon gözlenebilmesi ve estetik olarak ışık geçirgenliğinin yetersiz olması gibi bir takım olumsuz özellikler bulunmaktadır. Metal destekli porselenlere bir alternatif olarak PEEK materyali; biyouyumlu olması, plak afinitesinin düşük olması, korozyona sebep olmaması, elastisite modülünün kemiğe yakın olması, metale bağlı alerjik reaksiyon gözlenmesi olasılığının ekarte edilmesi, hafif olması, şok emici özellik sergilemesi gibi avantajlarından ötürü tercih edilir (Şekil 2.8).⁴²



Şekil 2.8. PEEK alt yapılı sabit protez

İnley, onley, overlay ve endokuron restorasyonlarında metal destekli porselenler ile kompozit rezinler tercih edilmekle beraber bu materyallerin yanında PEEK materyalinden üretilen restorasyonlar da mevcuttur (Şekil 2.9).⁴³

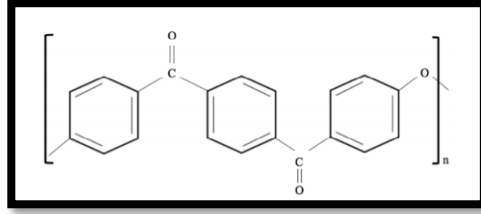


Şekil 2.9. PEEK materyalinden yapılan inley köprü

PEEK' in aşındırıcı özellikleri mükemmeldir. Önemli ölçüde düşük elastik modül ve sertliğine rağmen, PEEK' in aşınma direnci metal alaşımlarla karşılaştırılabilir düzeydedir.⁴⁴ Bununla birlikte, diş üzerinde PEEK kuronların meydana getirdiği aşınmayı, alaşımlar ve seramikler gibi malzemelerin meydana getirdiği aşınmalar ile karşılaştıran yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, PEEK kuronların dentin ve mine ile uyum içinde verimli bir şekilde çalışıp çalışmayacağı hala bilinmemektedir.

2.3.4. Polieter Keton Keton (PEKK)

Poliaril eter keton ailesinin bir üyesi olan PEKK materyali %80 PEKK, %20 titanyum dioksit içermekle birlikte, PEEK materyaline kıyasla ikinci keton grubuna sahip olduğundan mekanik ve fiziksel özellikleri daha da gelişmiştir. Yüksek erime noktası, elastisite modülünün kemiğe yakın olması, yüksek baskı dayanımı ve polisaj işleminin kolay yapılabilmesi avantajları arasındadır.⁴⁵ Yüksek performanslı termoplastiklerden olan PEKK, hem keton hem de eter grubu içermekte olup yüksek oranda biyostabil bir materyaldir (Şekil 2.10).⁴⁶



Şekil 2.10. PEKK kimyasal yapısı

Kristalin ve amorf olmak üzere 2 farklı yapısı bulunmaktadır. Amorf yapıdaki PEKK materyalinin üretimi daha kolay olmakla beraber, esneklik oranı da daha yüksektir. Kristalin yapıdaki PEKK materyalinin ise sertlik, kimyasal direnç ve mekanik özellikleri amorf yapıdaki materyalden daha iyidir. Dolayısıyla kristalin yapıdaki PEKK materyalinin daha çok sabit protezlerde kullanımı, amorf yapıdaki materyalin ise hareketli protezlerde kullanımı tavsiye edilmektedir.⁴⁷

2.4. CAD-CAM Teknolojisi

Gelişen teknoloji ile birlikte her alanda olduğu gibi diş hekimliğinde de dijital çağ etkisini göstermektedir. Gelişen CAD-CAM sistemleri, beraberinde kullanılacak materyallerde de gelişmelere öncülük etmiştir. Önceleri inley, onley, bir üyeli kuron restorasyonlarında

kullanılan CAD-CAM sistemleri günümüzde ise; hareketli protezlerde ana bağlayıcı olarak, çok üyeli köprü restorasyonlarında, laminate veneer, cerrahi stent yapımında, implant üstü protezlerde ve maksillofasiyal protezlerin üretiminde de kullanılmaktadır.^{48,49}

2.4.1. CAD-CAM Sisteminin Elemanları

CAD-CAM sistemleri; İntraoral veya extraoral olarak yüzey taraması ile verilerin toplanıp kaydedilmesini sağlayan tarayıcı cihaz (Scanner), bilgisayar destekli tasarım (CAD yazılımı), bilgisayar destekli üretim (CAM ünitesi) olmak üzere 3 kısımdan oluşur.

2.4.1.1. Tarayıcı

Tarayıcılar; görüntüyü dijital olarak kaydeden ve bilgisayara transfer eden cihazlardır. Optik yüzey tarayıcı cihaz ile yüzeyin üç boyutlu olarak modeli elde edilir. CAD yazılımı sayesinde tarama ile elde edilen veriler bir araya getirilerek bilgisayara transfer edilir ve sanal bir modele dönüştürülür.

Verilerin toplanması optik veya mekanik tarayıcılar yardımıyla gerçekleştirilir.⁵⁰ Mekanik tarayıcılar bir pin, küre veya iğne ucu kullanarak daylı model üzerinden tarama işlemini yapar. Optik tarayıcılarda ise lazer ışığı, beyaz ışık veya renkli ışık kullanılarak tarama yapılır.⁵¹ Tarama işlemi ölçü alma işlemi olmaksızın ağız içinden direk yapılabildiği gibi ölçü alarak sonrasında elde edilen model üzerinden indirek olarak da yapılabilir.⁵²

2.4.1.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)

Bu yazılım ile restorasyonun sınırları, sanal bir model üzerinde yapılır ve dizaynı tamamlanır. Eldeki veriler ile restorasyonun kontak noktalarına veya ekvator bölgelerine ilave yapılabilir ya da silikleştirilebilir.⁵³ Restorasyonun dizaynı tamamlanınca, veriler CAM sistemine aktarılır ve restorasyonun üretim aşamasına geçilir.⁵⁴

2.4.1.3. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)

CAD işlemleri ile tasarım yapılmasını takiben bu aşama, frezeleme ünitesinde restorasyon üretiminin gerçekleştirildiği kısımdır.⁵⁵ CAD yazılımı ile üretilen yapı verileri, CAM işleme için frezeleme şeritlerine dönüştürülür ve son olarak frezeleme cihazına yüklenir. İşleme cihazları, freze eksenlerinin sayısı ile ayırt edilir:

2.4.2. CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları

- Geleneksel ölçüye ihtiyaç duyulmaması,
 - Materyal kaynaklı deformasyonların görülmemesi,
 - Restorasyonun üretim süresini kısaltması,
 - Standardizasyonun sağlanması,
 - Çapraz enfeksiyon riskini elimine etmesi,
 - Laboratuvarın iş yükünü azaltması,
 - Seramik materyallerde oluşabilecek füzyon, sinterizasyon ve kondenzasyon aşamalarının mümkün olduğunca azaltılması,
 - Geçici kuron hazırlama basamağının ortadan kaldırılması,
 - Restorasyon üretim aşamalarının ve verilerin arşivlenebilmesi, dolayısıyla ileride ihtiyaç halinde tekrar incelenebilmesi ⁵⁶ gibi avantajlara sahipken dezavantajları ise;
- ❖ Üretim maliyetinin yüksek olması,
 - ❖ Preparasyon işlemi sonrası marjinler subgingival bitirilmiş ise buraların bilgisayar ortamına transferinde zorluklar yaşanması,
 - ❖ Sistemi kullanmayı öğrenmek için fazla zaman harcanması ve fazla üretim kaybı gözlenebilmesi,

- ❖ Renk seçiminin prefabrik bloklarda şimdilik kısıtlı olması,
- ❖ Monokromatik bloklarda estetik sonucun zayıf olması (Günümüzde renk seçeneklerinin artırılması ve polikromatik blokların geliştirilmesi ile bu sorun çözülmüştür.) ve
- ❖ Hastanın hareket etmesi ile verilerin transferinin hatalı yapılabilmesi ve sonuçta üretilen restorasyonun dişe uyumunun bozulmasıdır.^{53,57}

2.5. Adezyon

Farklı moleküller arasındaki çekim kuvveti ‘adezyon’ olarak adlandırılmakla beraber, bu kuvvet aynı moleküller arasında ise ‘kohezyon’ adı verilir. Adezyonu oluşturan maddeye ‘adeziv’, adezivin uygulandığı yapıya ise ‘aderent’ denir.

İyi bir adezyon için adeziv ve aderent arasındaki temasın tam olması gerekmektedir. Diş hekimliğinde gözlediğimiz adezyon ‘dental adezyon’ olarak isimlendirilirken bir başka ifadeyle ‘bonding’ olarak da adlandırılabilir.⁵⁸

Kimyasal, fiziksel ve mekanik olmak üzere 3 tür adezyon bulunmaktadır. Kimyasal adezyonda adezyonu oluşturan yapılar arasında zayıf ve sınırlı bir bağlanma söz konusudur. Fiziksel adezyon, Van Der Waals kuvvetleri sonucu oluşan çok zayıf bir bağlanma çeşididir. Farklı yapılara sahip düz yüzeyler arasında meydana gelir. Mekanik adezyonda ise düzensiz yüzeyleri oluşturan girinti ve çıkıntılar bulunmakla beraber daha kuvvetli bir bağlanma mevcuttur. Bu girinti ve çıkıntıların yerleşimleri ve biçimleri bağlanma gücü üzerinde etkilidir. Öncelikle diş hekimliğinde mekanik bağlanma oluşur, kimyasal bağlanmanın bağlantı üzerindeki etkisi ise kısıtlıdır.^{58,59}

2.5.1. Seramik Materyale Adezyon (Restorasyon-Siman Arasındaki Bağlantı)

Yüzeyler arasında oluşan bağlantı kuvveti, marjinal adaptasyonu artırarak mikrosızıntıyı önlemekte ve böylelikle restorasyonun kırılmaya karşı gösterdiği direnci de olumlu yönde etkilemektedir.⁶⁰

Son zamanlarda rezin simanların kullanılmaya başlanması ile uzun dönemde restorasyon ve diş arasındaki kuvvetli bağlanma sağlanmış olup, mevcut çalışmalar rezin simanın bu yapılarla olan bağlantısını artırmaya yöneliktir. Resin siman / adeziv sistem kombinasyonunun dental seramiklere bağlanma yeteneği, estetik restorasyonun mikroyapısına ve uygulanan yüzey işlemine bağlıdır.⁶¹

2.5.1.1. Simantasyon Öncesi Uygulanan Yüzey İşlemleri

❖ Dönen Aletler ile Aşındırma

Bu yüzey işlemi mekanik bağlantı sağlamakla birlikte bu yöntemde; diskler, elmas frezler, alüminyum oksit içerikli zımparalar kullanılmaktadır. Elmas frezlerle yapılan aşındırma işlemi sonrası alınan SEM görüntülerinde, kazıma izleri oluşmasına rağmen gözeneklerin meydana gelmediği gözlenmiştir, öte yandan bu yöntem keskin yüzeylerin meydana gelmesine ve materyalde fazla madde kaybına neden olmaktadır.⁶²

Frezle aşındırma yönteminin bir diğer dezavantajı ise; seramikte dayanıklılık kaybına yol açtığından, kontrolsüz uygulandığında materyalde çatlak oluşumuna sebep olabilmektedir.

❖ Asitle Pürüzlendirme

Asit uygulaması; seramiğin yapısındaki cam matriks ve kristalin çözünmesini sağlayarak, restorasyon yüzeyinde poröziteler oluşturmaktadır. Böylelikle materyalin yüzey enerjisi artar ve mikromekanik kilitlenme sağlanır.⁶³ Polieter eter keton (PEEK) ve polieter keton keton

(PEKK) gibi polimerlere asit uygulanması ise; yüzeysel katmandaki fonksiyonel işlev gören karbon-oksijen gruplarını artırarak, adeziv materyalin bağlanacağı grupları ortaya çıkarmaktadır.^{64,65}

❖ **Aluminyum oksit ile Kumlama**

‘Air abrazyon yöntemi’ olarak da adlandırılan bu yüzey işlemi, protetik materyallerde sıklıkla kullanılan bir pürüzlendirme yöntemidir. Aluminyum oksit tozları, materyal yüzeyindeki kontamine alanları uzaklaştırıp, bağlanma için gerekli yüzey alanını artırarak rezin materyallerin tutuculuğunu artırır.⁶⁶ Hasta başında veya laboratuvarında uygulanan bu yöntemde temel kural, kullanılacak partiküllerin, restorasyon materyalinden daha sert olması gerektiğidir.

❖ **Tribokimyasal Silika Kaplama**

Yüzeyleri temizlemek, retantif bir yüzey oluşturmak ve hepsinden önemlisi silanlanabilirlik özelliklerini arttırmak amacıyla, protetik materyal yüzeylerini silanize etmek için, silika kaplama gibi çeşitli yöntemler kullanılır.

Tribokimyasal silika kaplama; partiküllerin yüzeylerini silika ile kaplayan, özel olarak yüzeyi modifiye edilmiş bir alüminyum kum püskürtme şeklinde hasta başında kullanılabilen bir yöntemdir.⁶⁷ Bu teknikte kullanılan tribokimyasal silika kum, alüminyum kumunun silan ile modifiye edilmiş şeklidir. Basınç etkisiyle, silika 15 µm derinliğinde seramik yüzeyine gömülmüş olur. Bu durum yüzeylerde silika tabakası meydana getirerek, silika ile işlem görmüş olan seramik materyalinin, silan ile kimyasal bağ kurabilmesine yardımcı olur. Asitle pürüzlendirme işlemine dayanıklılık gösteren materyallerde de kullanımı tavsiye edilmektedir.⁶⁸

Sıklıkla kullanılan sistemler ‘Rocatec’ ve ‘Cojet’ (3M ESPE) sistemleridir. Rocatec sistemi laboratuvarında kullanılmakta olup 2 aşamada uygulanan bir sistemdir.⁶⁹ Air abrazyon ve silan aşamalarını içeren Rocatec sisteminde, silanize edilmiş 110 µm’lik alüminyum oksit kumu kullanılır. İlk olarak ‘Rocatec- Pre’ olarak adlandırılan aşamada; yüzey temizliğini sağlamak amacıyla 2.5 bar basınç ile alüminyum oksit kumu uygulanır. Sonrasında ise yine aynı basınçta silisyum oksit kumu yüzeye püskürtülür. Bu aşama ise ‘Rocatec- Plus’ olarak adlandırılır.

Cojet sistemi ise klinikte kolaylıkla uygulayabileceğimiz, silan ile modifiye edilmiş 30 µm boyutunda alüminyum oksit kumunun materyal yüzeyine uygulandığı bir sistemdir. %97’den fazla alüminyum oksit, %3’ten az silika içermektedir. Restorasyonların intraoral olarak tamir edilmesi gerektiği durumlarda, mekanik olarak pürüzlülük sağlanması amacıyla tercih edilebilen bir yöntemdir. Bu yöntemde silika kaplı alüminyum oksit partikülleri 2-3 bar basınç altında yüzeye dik olacak pozisyonda 15 saniye boyunca uygulanmaktadır. Silikatizasyon aşamasından sonra silan uygulaması ile hem fiziksel hem de kimyasal bağlantı sağlanmış olur.⁷⁰

❖ Lazer ile Pürüzlendirme

Çürüğün temizlenmesinde, hassasiyetlerin giderilmesinde, beyazlatma tedavisinde, pit ve fissürlerin kapatılmasında kullanılabilen lazerler; diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahiptir.⁷¹ Çok sayıda lazer çeşidi olmakla birlikte sıklıkla yumuşak doku lazeri olarak CO₂ lazer kullanılırken, sert ve yumuşak dokuların her ikisinde daha çok Nd:YAG ve Er:YAG lazer tercih edilir.⁷² Uygulama süresi, atım tipi, frekansı, enerji seviyesi ve dalga boyu gibi değişkenler, lazerlerin yüzeyde meydana getirdiği etki derinliğini değiştirmektedirler.⁷³

❖ Plazma Spreyi Uygulaması

Uyarılmış atomlardan, moleküllerden ve reaktif parçalardan oluşan iyonize bir gaz olan plazma, yüzeylerin temizlenmesinde ve pürüzlendirilmesinde kullanılmasının yanı sıra tıbbi cihazların sterilizasyonunda da kullanılabilmektedir.⁷⁴ İçeriklerinde bulunan kimyasal aktif parçacıklar dolayısıyla materyallerin yüzey enerjisini artırır ve yüzey kimyasını en uygun hale getirir.⁷⁵

Diş hekimliği alanında; cam fiberlerin, fiber içerikli kompozitlerin geliştirilmesinde kullanılan plazma, aynı zamanda seramiklerin bağlantı dayanımını geliştirmede de tercih edilebilmektedir.⁷⁵

❖ Silan Bağlayıcı Ajanların Uygulanması

1940'lerden beri kullanılan silan ajanları, yüzey ıslanabilirliğini artırması sonucu, uygulanacak simanın yüzeye kolaylıkla akmasını ve mikromekanik tutuculuğun artmasını sağlarlar.⁷⁶ Rezinlerin organik matriksiyle birleşerek indirgenebilen fonksiyonel gruplara sahiptirler.⁷⁷ Asitle pürüzlendirilmiş bir yüzeye silan ajanı uygulandığında kimyasal bağ meydana gelir.

❖ Adeziv Uygulaması (Primer/Bond)

Silan kaplama ajanları ile elde edilen bağlantıyı daha ideal hale getirmek için multifonksiyonel primer'lar üretilmiştir.⁷⁸ Bu primer'lar, silan haricinde asidik monomer ile dentin bağlayıcı ajan içermektedirler. İçerisinde bulunan asidik monomer sayesinde seramik materyal yüzeyindeki metal oksitler ile bağlantı oluşturulabilmekteyken, bağlayıcı ajan sayesinde de rezin siman ile olan bağlantının artırılabilceği düşünülmektedir.

Çok sayıda bileşenden oluşan primer sistemleri ‘surface conditioning’ maddeler olarak da isimlendirilmekte olup içeriğinde adeziv veya fonksiyonel monomer bulundurmaktadır. Yüzey işlemlerine ilave olarak ek adeziv kullanılması sonucu, bağlanma değerlerinde artış gözlenmiştir. Farklı yüzeylerin birbiri ile bağlanabilmesi amacıyla kullanılan primerler indirek restorasyonların adezyonunda oldukça önemli bir yere sahiptir.⁷⁹

Genel olarak metilmetakrilat içeren (MMA) adeziv sistemler, yaşlandırma işlemlerinden sonra bile çekme bağlanma dayanımı üzerinde yüksek oranda dayanıklılık özelliği gösterir. PEEK ve PEKK gibi CAD-CAM polimerlerine MMA içeren adeziv uygulaması, yüzeyde çözünmeye sebep olmakta ve kompozit içeriğinde mevcut olan metil grubuyla bağ kurarak etki göstermektedir.^{80,81}

2.6. Adeziv Sistemler

Dental materyaller ve dental doku arasında uygun bağlanma mukavemetini sağlamak için diş hekimliğinde üç adezyon yöntemi kullanılmıştır;

İlk yöntem smear tabakasını modifiye eder ve bunu bonding sürecine dahil eder. İkinci yöntem smear katmanını tamamen kaldırırken, üçüncü yöntem ise smear katmanını uzaklaştırmak yerine bu tabakayı çözer.⁸²

Kuvvetli bir adezyon oluşturmada yüzeyin temizliği çok önemli bir faktördür. Preparasyon sonrası yüzeyi kaplayan smear tabakası, adherentin yüzey enerjisini düşürerek ıslanabilirliği azaltır. Dolayısıyla adezivin adherent yüzeyine akmasını ve yüzeyi ıslatmasını engeller. Diş üzerinde mevcut olan plak, diş taşı, tükürük, smear tabakası ile hava spreyiyle kurutmada havada bulunan yağ ve nem gibi faktörler, yüzey enerjisini azaltarak adezyonu

olumsuz yönden etkilemektedir. Dolayısıyla siman ve dentin dokusu arasında daha iyi bir bağlantı oluşturmak amacıyla dentin bonding sistemler (adeziv sistemler) geliştirilmiştir.

Adeziv sistemler; klinik uygulama aşamalarına göre etch&rinse ve self-etch adeziv sistemler olmak üzere 2'ye ayrılırlar.⁸³

2.6.1. Etch&rinse Adeziv Sistemler

- Smear tabakasını ortadan kaldıran sistemlerdir.
- %30-40 oranında uygulanan fosforik asit, dentini demineralize ederek hidroksiapatit yapının ortaya çıkmasını sağlar.⁸⁴
- 3 aşamalı sistemler
 - Asit / Primer / Adeziv
 - 4. Jenerasyon bonding ajanıdır.
- 2 aşamalı sistemler
 - Asit / Primer + Adeziv
 - 5. Jenerasyon bonding ajanıdır.

2.6.2. Self-etch Adeziv Sistemler

- Smear tabakasını çözen veya modifiye eden sistemlerdir.
- Dentin demineralizasyonu ve monomer infiltrasyonu aynı zamanda gerçekleşmektedir.
- Ayı bir asitle pürüzlendirme aşaması olmadığından uygulaması kolay bir sistem olup kavitenin yıkama ve kurutulması esnasında kan ve tükürük kontaminasyonu riskinin önüne geçilmiştir.

- Smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmadığından Etch&rinse sistemlere kıyasla daha az dentin tübülü ortaya çıkmaktadır. Post operatif hassasiyet de buna bağlı olarak daha az görülmektedir.⁸⁵

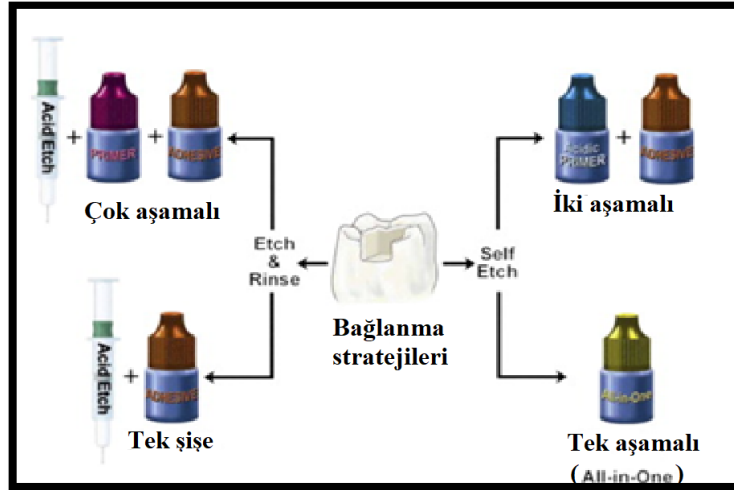
➤ İki aşamalı sistemler

- Asit + Primer / Adeziv
- 6. Jenerasyon bonding ajanıdır.

➤ Tek aşamalı sistemler (all in one)

- Asit + Primer + Adeziv
- 7. Jenerasyon bonding ajanıdır.

- Etch&rinse ve self-etch adeziv sistemlerin özeti Şekil 2.11’de özetlenmiştir.



Şekil 2.11. Adeziv sistemlerin özeti⁸⁶

2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Simanlar

Dental simanlar, prepare edilmiş diş ile restorasyon arasında bağlantı veya adezyon sağlayan materyallerdir. Simantasyon ajanının birincil gerekliliği, restorasyonu belirsiz bir süre için yerinde tutması ve restorasyon ile diş arasında sızdırmazlık sağlamasıdır.⁸⁷ Tarihsel olarak

bir restorasyonun, prepare edilen dişe mekanik olarak bağlantısını sağlamada yapıştırma ajanları kullanılmaktadır.

2.7.1. Rezin İçerikli Simanlar

Son yirmi yılda, diş hekimliğinde estetiğe olan talebin artması, indirekt rezin kompozitlerden seramik materyallerinin çeşitli türlerine kadar, metal içermeyen restorasyonlarda önemli gelişmelerle sonuçlandı. Yine de bu estetik restoratif materyallerin klinik performansı büyük ölçüde simantasyon prosedürüne dayanmaktadır.

Bağlantı dayanımları geleneksel simanlara göre oldukça fazla olan rezin simanlarda, mikrosızıntı da geleneksel simanlardan daha az oranda görülür. İlk olarak Rochette tarafından 1973'te kullanımı tavsiye edilmiştir.

2.7.1.1. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Rezin simanlar; polimerizasyon yöntemlerine ve adeziv sistem içeriklerine göre sınıflandırılabilir. Adeziv sistem içeriklerine göre; asitlenen ve yıkanan rezin simanlar (total etch), kendinden asitli rezin simanlar (self etch) ve kendinden adezivli (self adeziv) rezin simanlar olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadırlar. Polimerizasyon yöntemlerine göre ise; kimyasal olarak polimerize olan, ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal olarak hem de ışıkla polimerize olan dual cure rezin simanlar olarak sınıflandırılmaktadır.⁸⁸

Adeziv Sistem İçeriklerine Göre Rezin Simanlar

Adeziv sistem içeriklerine göre rezin simanlar; total etch, self etch ve self adeziv rezin simanlar olmak üzere 3'e ayrılmaktadır.

❖ **Total Etch Rezin Simanlar**

Total etch uygulamasında, diş dokusuna fosforik asit uygulanırken, restorasyon iç yüzeyine ise primer ve adeziv uygulanır. Uygulanan fosforik asit konsantrasyonu ise %30-40 oranındadır. Bu gruptaki rezin simanlar hem ışıkla polimerize olan hem de dual cure rezin simanlardır.⁸⁹

2 veya 3 aşamada uygulanırlar. 2 aşamalı olanlarda asit uygulaması ayrıca gerçekleştirilirken, primer ve bond bir arada bulunmaktadır. 3 aşamalı olanlarda ise asit, primer ve bond aşamaları ayrı ayrı uygulanır. Yapılan bir çalışmada 3 basamaklı olan rezin simanların, 2 basamaklı olanlara kıyasla dentine daha iyi penetre olabildiği ve bağlantı değerlerinin daha yüksek olduğu gözlenmiştir.⁹⁰ Asit uygulaması, yüzeydeki hidroksiapatit kristallerini ve smear tabakasını ortadan kaldırmaktadır. Asit işleminin ardından yapılan kurutma esnasında dentinin aşırı ya da yetersiz kurutulmasına bağlı olarak işlem sonrası duyarlılık gözlenebilmesi ve teknik olarak hassasiyet gerektirmesi, total etch rezin siman grubunun dezavantajlarındanır.⁹¹

❖ **Self Etch Rezin Simanlar**

Asit uygulaması ayrı bir aşama olarak bulunmayıp, asit içeren primer'a sahip bir sistemdir. Primer uygulaması sonrası bond uygulamasının bulunduğu 2 basamaklı adeziv sistemlerdir. Self etch rezin simanların; işlem sonrası hassasiyetin az olması, total etch rezin simanlardan daha az uygulama basamağı içermesi gibi avantajları bulunmakla beraber⁹², bağlantı değerleri açısından bakıldığında asitlenen ve yıkanan sistemlerden daha düşük bağlanma değerleri sergilediği görülmektedir.⁹¹

❖ **Self Adeziv Rezin Simanlar**

Hem ışık ile polimerize olan hem de dual cure olan bu simanlar, tek aşamalı sistemlerdir. Herhangi bir asitleme ve yıkama işlemi olmadığından dentin dokusundan smear tabakası

uzaklaştırılmadan bağlantı sağlarlar.⁸⁹ Siman içeriğindeki monomerin ihtiva ettiği asidik gruplar, smear tabakasını çözerek simanın dentin tübüllerini doldurmasını sağlar. Diş yüzeyine herhangi bir bağlayıcı ajan uygulaması gerektirmeyen simanlardır.

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Rezin Simanlar

❖ Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar (Otopolimerizan-self cure)

Sıklıkla bir baz ve katalizörden oluşur. Bu tarz sistemler çift pat sistem olarak adlandırılırken, toz ve likit şeklinde üretilen sistemler de mevcuttur. Polimerizasyon, peroksit başlatıcılar ve amin hızlandırıcılar bir araya geldiğinde gerçekleşir. Bu yapıların oda ısısında reaksiyonları ile serbest radikaller oluşur. Toz-likit sistemlerinde ise tozu silika, borosilikat yapı ile başlatıcılar oluştururken, likidi ise metilmetakrilat ile Bis-GMA monomerleri oluşturur.⁹³ Işığın ulaşmasının mümkün olmadığı, tam metal veya metal destekli restorasyonlar ile kalınlığı 2.5 mm'den fazla olan tam seramik restorasyonlarda kullanımı uygundur.^{59,94}

❖ Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar (Light cure)

Tek pattan oluşan sistemler olup polimerizasyon ışık ile gerçekleşir. Polimerizasyonda 420-450 nanometre dalga boyuna sahip mavi ışık kullanılır. Kamforokinon polimerizasyonu başlatıcı yapı olup alifatik aminler ise reaksiyonu hızlandıran ajanlardır. Polimerizasyonunun tamamlanması için 24 saat geçmesi gerekmektedir.⁹⁵

❖ Dual Cure Rezin Simanlar

Işıkla sertleşen simanlar ile kimyasal olarak sertleşen simanların özelliklerini birleştiren bu simanlar, çift pat sistemine sahiptirler. Komponentlerin birinde kamforokinon, diğerinde ise benzoil peroksit bulunmaktadır. Endikasyon olarak ışığın ulaşamadığı veya yetersiz olduğu

durumlarda tercih edilir.⁹³ Patlar karıştırıldıktan sonra ışık uygulanana kadar peroksit ve aromatik tersiyer aminlerle sertleşme işlemi kontrol altına alınabilir.⁹⁶

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar ile karşılaştırıldığında bu gruptaki simanların daha az oranda renk değişimine sebep olduğu görülmüştür. Bu durumun nedeni amin hızlandırıcı oranının bu siman grubunda, kimyasal olarak sertleşen siman grubuna göre daha az oranda bulunmasıdır. Işıkla sertleşen simanlarda ise bu renklenme, dual cure rezin simanlara göre daha da az görülmektedir.⁹⁷

2.8. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede birçok yöntem vardır. Yüzey profil analizi (profilometre), atomik kuvvet mikroskobu, tarayıcı optik elektron mikroskobu ve enerji dağılım spektrometresi analizi (EDS) bu amaçla kullanılabilecek analizlerdir. Tarayıcı elektron mikroskobu kalitatif sonuçlar verirken, profilometre ile kantitatif sonuçlar elde edilir.⁹⁸

2.8.1. Profilometre Analizi

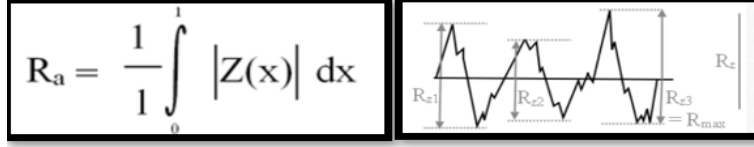
Yüzey pürüzlülüğün tespitinde en çok kullanılan yöntemdir. Belirli bir alan, hassas tarayıcı elmas uç ile taranır.⁹⁹ Mekanik profilometre cihazlarında 2 boyutlu ölçüm yapılırken optik prensiplerle çalışan optik profilometre cihazları ile de yüzeye temas etmeden 3 boyutlu ölçüm yapmak mümkündür. İncelenen örneklerin zemine paralel olması gerekmektedir. Bu sistem ışığın yansıma özelliğini kullanarak hassas ve hızlı bir şekilde çalışmaktadır.¹⁰⁰

Bu analiz yönteminde Ra, Rz ve Rmax parametreleri bulunmaktadır (Şekil 2.12).

- ✓ Ra; tüm yüzey pürüzlülük değerlerinin aritmetik ortalamasıdır.

✓ Rz; Belirli bir mesafede birbirini takip eden 5 en tepe nokta ile en derin nokta arasındaki yükseklik farkının ortalamasıdır.

✓ Rmax; Belirli bir uzaklıkta, yükseklik ve derinliğin en fazla olduğu alandaki vertikal mesafeyi ifade etmektedir.



Şekil 2.12. Yüzey pürüzlülüğü parametreleri (Ra, Rz, Rmax) ¹⁰¹

2.8.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Odaklama derinliği, ayırım yapabilme gücü, görüntü ve analizleri birleştirme özelliği ile SEM araştırmalarda sıklıkla kullanılan bir cihazdır.¹⁰² Primer elektron demeti ile numune yüzeylerini tarama prensibiyle çalışarak yüzey topoğrafyasının analizi yapılmaktadır. Algılayıcının belirlediği elektron sayısı ne kadar çok olursa incelenen bölgenin o kadar parlak bir görüntüsü elde edilir. Bunun tersi olarak ne kadar az elektron algılayıcıya ulaşır ise o kadar karanlık görüntü oluşur. Bunun sonucunda da gri tonlarında yüzey görüntüsü elde edilmiş olur.¹⁰³

Tarama işlemi öncesi örnekler %2,5 oranında gluteraldehit içeren solüsyonda bekletilir. Ardından artan konsantrasyonlarda etanol içinde dehidratasyonu sağlandıktan sonra kimyasal olarak kurutulur. Elektron akışının devamlılığı için numunelerin iletken yapıda olması gerekir. Bu bakımdan incelenecek numuneler iletken yapıda değilse altın veya platin ile kaplanması gerekmektedir.¹⁰⁴ Numuneler alüminyum kalıplara oturtulup, altın püskürtme cihazı kullanılarak ince bir tabaka altın ile kaplanır.¹⁰⁵ Analiz ile oluşan X ışınları örnek yüzeylerinde hacimsel bir kayba neden olmamakta böylelikle aynı materyal tekrar analiz edilebilmektedir.

Günümüzde ayırım gücü 0.05 nm'ye kadar düşmüş olan taramalı elektron mikroskoplarının büyütme oranı ise x5 ile x300000 arasında değişmektedir. SEM, yüzey topografisinin tanımlanmasında bir takım sınırlamalara sahiptir ve üç boyutlu yüzey özelliği görüntülenememektedir.⁹⁸

2.8.2.1 Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu (ESEM) Analizi

Numunelerin herhangi bir materyal ile kaplanmasına gerek kalmadan elektron mikroskobu görüntülerinin elde edilmesini sağlayan bu cihaz ile aynı zamanda numune hazırlığı gerekmeden ıslak ve izole edilmiş numunelerin görüntülenmesi de mümkün olmaktadır.

Numunenin etrafına düşük gaz basıncı yerleştirerek bu gaz su olduğunda sulu örnekler kendi yapılarını muhafaza edebilmektedirler. Gazın su ya da başka bir gaz olmasına bakılmaksızın numuneden çıkan elektronlar ve gaz halindeki moleküller arasında çarpışmalar yoluyla oluşan iyonlar elektrik akımını azaltmaya yardımcı olan numune yüzeyinde birikir. Bu mekanizma iletken olmayan numunelerin iletken bir yüzey kaplamasına tabi tutulması ihtiyacını da ortadan kaldırır.¹⁰⁶

2.8.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analizi

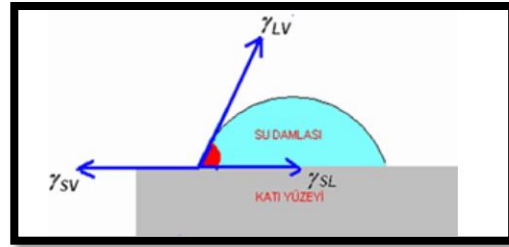
Bu analiz yönteminde bir iğne, piezo elektrik kontrol parçaları yardımıyla 3 boyutlu hareket ettirilerek yüzey analizi yapılır.¹⁰⁷ Herhangi bir kaplama işlemine gerek duymayan bu analiz yöntemi, son zamanlarda sıklıkla tercih edilmeye başlanmıştır. Nanometre düzeyinde yüzey topoğrafyasının detaylı görüntümesini yapan AFM cihazının tarama hızı düşüktür ve andırkatları tam olarak saptayamamaktadır.¹⁰⁸

2.8.4. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi

Genellikle SEM cihazlarıyla beraber bulunan bu sistem yüzeyde bulunan element içeriğini saptamada kullanılır. Işın kaynağı, sinyal işlemcisi, X-ray dedektörü ve analizörden oluşmaktadır. Çalışma prensibi dedektör tarafından X-ray ışınlarının miktarının belirlenmesi ve bu enerjinin voltaj sinyallerine dönüştürülerek işlemciye gönderilmesidir. İşlemci sinyalleri ölçerek değerleri analiz eder. Böylelikle elementlerin dağılımı tespit edilmiş olur.¹⁰⁹

2.9. Temas Açısı Ölçüm Yöntemleri

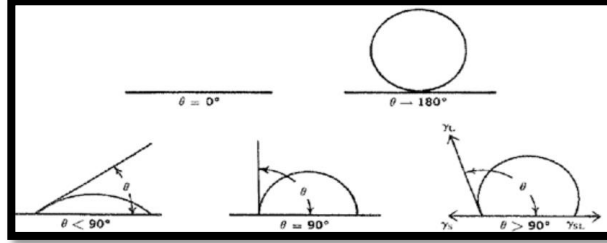
Yüzey ıslanabilirliği temas açısı ile değerlendirilmektedir. Değim açısı aderent üzerine uygulanan adezivin oluşturduğu küre parçasına, her iki maddenin birleşim yerinden çizilen teğet ile aderent arasında meydana gelen açıdır (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. Değim açısı ¹¹⁰

Bir sıvı ile katı yüzey arasındaki değim açısı 0 ile 180 derece arasında herhangi bir değerde olabilir. Temas açısı 90 °nin altında olan yüzeyler hidrofilik, 90°nin üzerinde olan yüzeyler ise hidrofobik yüzeyler olarak adlandırılır. Temas açısı 150°üzerinde ise böyle yüzeylere süperhidrofobik yüzeyler denilmektedir.¹¹¹ Sıvı, katı yüzey üzerinde ne kadar dağılmadan kalırsa temas açısı o kadar fazla olacaktır. Açının fazla olması katı ve sıvı

arasındaki etkileşimin de o kadar az olduğu anlamına gelir. Değim açısının ideal olarak sıfır dereceye yakın olması arzu edilir (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. Katı-sıvı arasında meydana gelen değim açısı ¹¹⁰

Temas açısı ölçümü genellikle gonyometre cihazı kullanılarak, bilgisayar aracılığıyla gerçekleştirilmekte olup katı yüzey üzerine su damlatıldıktan sonra, suyun yüzey ile oluşturduğu açının fotoğrafı kaydedilir. Bu fotoğraf bilgisayarda analiz edilerek θ açısı ölçülür ve böylelikle temas açısı belirlenmiş olur.¹¹²

2.9.1. Sessile Drop Tekniği

Optik bir yöntem olan Sessile Drop tekniğinde, gonyometrenin yatay parçasına uygulanan sıvı, örneğin kimyasal ve fiziksel özelliklerine şekil almakta olup, sıvının oluşturduğu görüntüden indirekt olarak temas açısı ölçümü yapılmaktadır.¹¹³

2.9.2. Wilhelmy Tekniği

Bu teknik katı yüzeylerin sıvı ile temas etmesi sonucu meydana gelen kuvvetlerin tensiyometre cihazıyla ölçülmesi prensibiyle çalışmaktadır.¹¹⁴

2.10. Bağlanma Dayanımı Ölçüm Yöntemleri

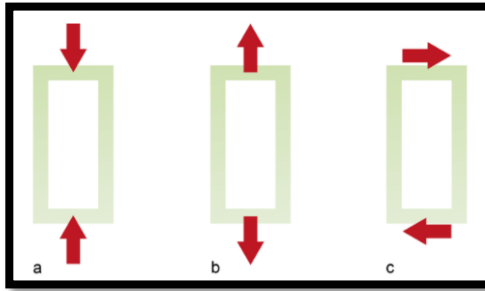
Kuvvet karşısında direnç gösteren bir cismin, birim alanında meydana gelen kuvvet stress olarak ifade edilmektedir (Şekil 2.15). Çalışmalarda sıklıkla kuvvet birimi olarak Newton tercih edilmekte olup, stress birimi ise N/mm^2 (MegaPaskal-MPa)'dır.¹¹⁵

$$stress = \frac{F}{A}$$

Şekil 2.15. Stress formülü¹¹⁶

Bağlanma dayanımı testlerine geçmeden önce stress türlerinden bahsedecek olursak;

- ✚ Compressive Stress, sıkışmaya sebep olacak şekilde yüke karşı meydana gelen gerilim türüdür (a).
- ✚ Tensile Stress, Uzamaya sebep olacak şekilde yüke karşı meydana gelen gerilim türüdür (b).
- ✚ Shear Stress, makaslama gerilimi olarak da isimlendirilen bu gerilim türünde materyalin bir kısmının diğer kısmının üzerinden kaymasına sebep olacak şekilde, birbirine paralel fakat ters yönde etki eden kuvvetler mevcuttur (c) (Şekil 2.16).

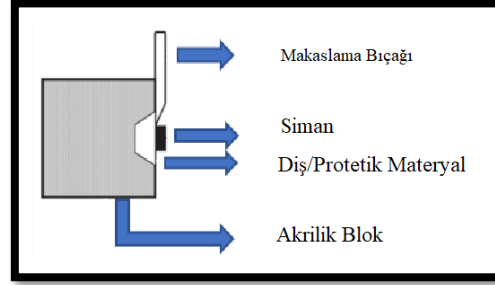


Şekil 2.16. Stres türlerinin şematik gösterimi¹¹⁷

2.10.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Uygulaması kolay ve hızlı bir yöntem olduğundan en sık tercih edilen bağlanma testleridir. Testin uygulanması esnasında kullanılacak uçlar; ilmik, bıçak sırtı şeklinde ya da çentikli olmalıdır. Bu uçlar bağlanma testi uygulanacak yüzeye mümkün olduğunca yakın olmalıdır.¹¹⁸

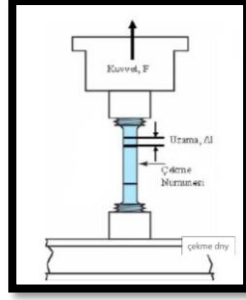
Çalışma prensibi; bağlantı yüzeylerine paralel yönde ve materyallerin bağlantı yüzeyinde ayrılma gözlenene kadar sabit bir hız ile kuvvet uygulanması şeklindedir (Şekil 2.17). Kırılmaya sebep olan kuvvetin yüzey alanına bölünmesiyle de bağlanma dayanımı değeri elde edilmiş olur. Birimi MPa'dır. (Mega Pascal= N / mm²)¹¹⁹



Şekil 2.17. Makaslama test düzeneği ¹²⁰

2.10.2. Çekme Testi (Tensile Strength Test)

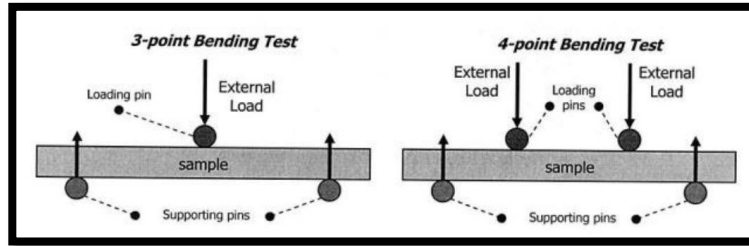
Bağlantı dayanımı çekme testleri kullanılarak test edildiğinde uygulanan kuvvetin diş dokusu ile 90 derecelik açı oluşturmalarına dikkat edilmelidir. Bu yöntemde 2 materyal arasında ayrılma oluşana kadar tek eksenle kuvvet uygulanmaktadır. Ayrılmanın gözleendiği kuvvet değeri birim alana bölünmesiyle bağlanma dayanım değeri tespit edilmiş olur (Şekil 2.18).¹²¹



Şekil 2.18. Çekme deneyi ¹²²

2.10.3. Bükülme Testi (Flexural Strength Test)

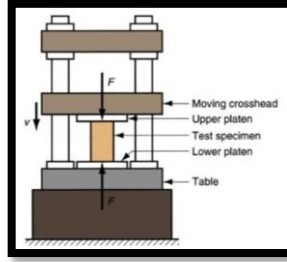
Bending test olarak da geçen bu test yöntemi, 3 nokta ve 4 nokta bükülme testlerini içermektedir. Bükülme testi sonucunda kopma gerilimi ve rotasyon meydana gelmekte olup test sonuçları güvenilirdir ve gerektiği durumda tekrarlanabilir. 3 nokta bükülme testinde silindirik şeklindeki 2 destek üzerine konumlandırılan dikdörtgen örneğe, tam ortasından kuvvet uygulanmaktadır. Bu testte meydana gelen stres alanı homojen değildir. 4 nokta bükülme testinde benzer olarak 2 silindirik destek üzerine, destekler arası mesafenin 4'te biri uzaklıkta olacak şekilde 2 noktadan 2 ayrı kuvvet uygulanır. Burada meydana gelen stres alanı ise homojendir (Şekil 2.19).¹²³



Şekil 2.19. 3 nokta ve 4 nokta bükülme testleri ¹²⁴

2.10.4. Baskı Dayanımı Testi (Compressive Strength Test)

Bu test yönteminde incelenecek örneğe, belirli bir hıza sahip tek eksenli kuvvet uygulanarak kırılma gerçekleşene kadar baskı kuvveti uygulanır (Şekil 2.20). Çekme dayanımı testinin tam tersi olup kuvvet uygulaması sonucu, incelenen numunenin boyu devamlı kısalırken, yüzey alanı da artar. Sıklıkla çekme gerilimine karşı dayanıksız olan materyallerin baskı dayanımını ölçmede kullanılmakta olup diş hekimliği alanında kompozit, siman, amalgam ve porselen gibi materyaller incelenir. Uygulamada kullanılan uç 3-5 mm çapa sahip kürelerdir.¹²⁵



Şekil 2.20. Basma deneyi test düzeneği¹²⁶

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması; Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı 24.03.2020 tarihli ve 05/2020 no'lu Etik Kurul Raporuyla onaylanmış olup (Ek-2), Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiştir (THD-2020-8538) (Ek-3).

Çalışmamızın laboratuvar aşaması ve makaslama testi, Erzurum Atatürk Üniversitesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde; dokunarak taramalı profilometre analizi ve temas açısı ölçümü Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM) laboratuvarında, ESEM analizi ise Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde (YÜTAM) gerçekleştirildi.

Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3.1'de, çalışmamızda kullanılan cihazlar ise Tablo 3.2'de belirtilmiştir.

Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller

MATERYALLER	ÜRETİCİ FİRMA
PEEK	CopraPeek Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG, Wesel, Almanya
PEKK	Pekkton Ivory Cendres+ Metaux, SA İsviçre
Vita Enamic	Vita Zahnfabrik H. Rauter, Bad Säckingen, Almanya
Cerasmart	GC Europe, Leuven, Belçika
Calibra Universal Rezin Siman	Calibra, Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya
Adeziv Bond Force II Tokuyama	Tokuyama Dental, Tokyo, Japonya
Otopolimerizan Pembe Akrilik	S.C; Imicryl, Konya, Türkiye
Aluminyum oksit Kumu	Korox; Bego, Bremen, Almanya
CoJet Kumu	3M ESPE CoJet™ Sand, Seefeld, Almanya

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
K5 Kazıma Cihazı	K5, vhf, software version DentalCAM 7; Ammerbuch, Almanya
Dardi Su Jet Cihazı	Dardi Waterjet Corporation, Nanjing, 211300, Çin
Aluminyumoksit Kumlama Cihazı	Sefa&San Dental, İzmir, Türkiye
CoJet kumlama cihazı	3M ESPE CoJet™ Prep, St. Paul, Amerika
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Maxwell Technologies, San Diego, CA, Amerika
Işık Cihazı	Valo GRAND, Ultradent Products, South Jordan, UT, Amerika
Dokunarak Taramalı Profilometre	Kla Tencor Stylus Profiler P7, Milpitas, CA, Amerika
Temas Açısı Ölçüm Cihazı (ATM)	Attension Theta Flex, Biolin Scientific, Stockholm, İsveç
Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu (ESEM)	Quanta FEG 250, FEI Corporate, Hillsboro, OR, Amerika
Instron Universal Test Makinası	Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya

Bu çalışma polimer içerikli CAD-CAM materyalleri ile rezin simanın bağlantısı üzerinde yüzey işlemlerinin etkisini değerlendirmek için yapılmıştır. Bu amaçla polimer infiltre seramiklerden Vita Enamic, rezin nanoseraamiklerden GC Cerasmart, polimer grubundan ise polieter eter keton (PEEK) ve polieter keton keton (PEKK) materyalleri kullanılmıştır. Elde edilen numunelere yüzey işlemleri uygulandıktan sonra yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı ölçümleri yapılmış, sonrasında self adeziv rezin siman ile simante edilmiştir.

Çalışmada izlemiş olduğumuz yöntem aşağıda listelenmiştir:

- Örneklerin hazırlanması
- Örneklerle farklı yüzey işlemlerinin uygulanması
- Profilometre cihazı ile örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi
- Temas açısı ölçüm cihazı (ATM) ile örneklerin temas açısı değerlerinin ölçülmesi
- ESEM ile örneklerin topoğrafik analizlerinin yapılması
- Örneklerin akrilik rezine gömülmesi
- Örneklerin self adeziv rezin siman materyali ile adezyonunun sağlanması
- Örneklerin makaslama bağlanma dayanımı ölçümlerinin yapılması
- İstatistiksel analizlerin yapılması

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan polieter eter keton (PEEK, Whitepeaks Dental Solutions) örnekler, Whitepeaks CopraPeek (Şekil 3.1) K5 vhf kazıma cihazı (K5, vhf, software version DentalCAM 7) (Şekil 3.2) kullanılarak 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında üretildi.



Şekil 3.1. Whitepeaks CopraPeek blok



Şekil 3.2 K5 kazıma cihazı

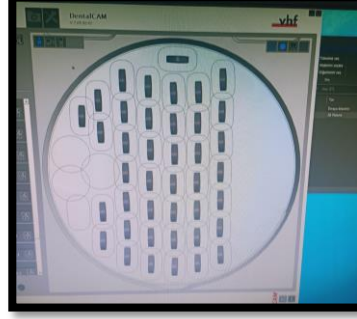
Çalışmada kullanılan polieter keton keton (PEKK, Pekkton Ivory) örnekler, Pekkton bloktan (Şekil 3.3) aynı şekilde K5 vhf kazıma cihazı kullanılarak 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında üretildi.



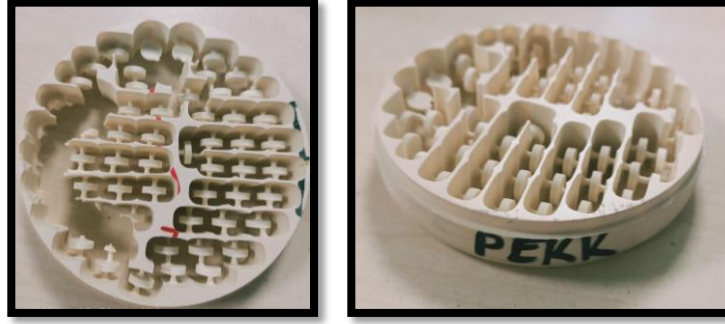
Şekil 3.3. Pekkton Ivory PEKK blok

CAD sistemi ile örnekler tarandı, dijital ortama görüntüler aktarıldı, bilgisayar üzerinde materyallerin dizaynı yapılarak kesim şeması belirlendi (Şekil 3.4) ve bloklardan CAM sistemi

ile örnekler üretildi (Şekil 3.5). Örnek boyutları dijital kumpas (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo Corporation) ile ölçülerek kontrol edildi (Şekil 3.6).



Şekil 3.4. PEEK ve PEKK malzemelerin dizayn yapıldıktan sonra kesim şeması



Şekil 3.5. K5 vhf kazıma cihazında hazırlanan PEEK ve PEKK örnekler



Şekil 3.6. Örnek boyutlarının kalınlık ölçer ile ölçülmesi

Çalışmada kullanılan rezin matrisli seramiklerden Vita Enamic (VITA) ve Cerasmart (GC Europa) bloklar (Şekil 3.7), 2 mm kalınlığında olacak şekilde Dardi Su Jet cihazı (Dardi Waterjet Corporation) kullanılarak (Şekil 3.8) su soğutması altında kesilerek hazırlandı. Yapılan işlemlerin ardından numunelerin boyutları 7x7x2 mm'lik kare prizma olacak şekilde dijital kumpas ile ölçülerek kontrol edildi.

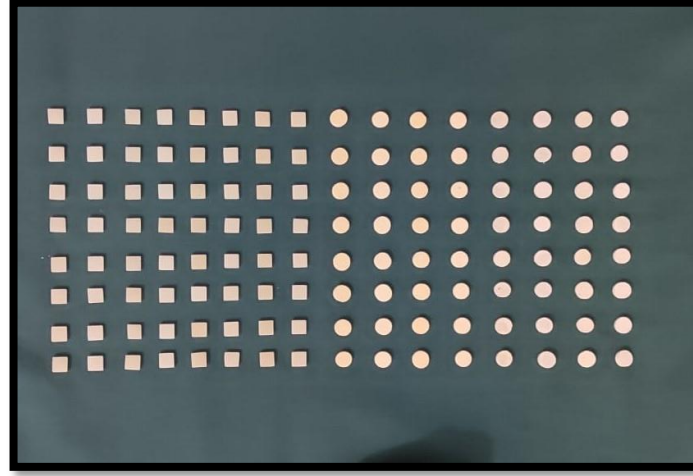


Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan Vita Enamic ve GC Cerasmart bloklar



Şekil 3.8. Su Jet cihazıyla örneklerin hazırlanması

Eşit kalınlıkta kesilen örneklerin yüzeylerindeki düzensizliklerin giderilmesi ve düz bir yüzey elde edilmesi amacıyla örnekler 600 grid'lik su zımparasıyla 15 saniye boyunca su altında zımparalandı. Ardından 10 dakika boyunca distile su banyosunda yıkandı ve hava ile kurutularak yüzey işlemleri için uygun hale getirildi. Toplam 128 adet CAD-CAM materyal örneği ayrı ayrı gruplar halinde elde edildi (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Çalışmaya dahil edilen tüm numuneler

Çalışmamızda bulunan gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

Tablo 3.3. Çalışmamızda bulunan gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri

Materyaller	Yüzey işlemleri	Adeziv uygulaması
PEEK	Kumlama	+
		-
	CoJet	+
		-
PEKK	Kumlama	+
		-
	CoJet	+
		-
VITA ENAMIC	Kumlama	+
		-
	CoJet	+
		-
CERASMART	Kumlama	+
		-
	CoJet	+
		-

3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

4 farklı materyalden elde edilen 128 adet örnek, her grupta 32 tane örnek olacak şekilde rastgele 2 gruba ayrılarak farklı yüzey işlemleri uygulandı. (n=32/grup)

1.grup: Kumlama grubu (n=16)

2.grup: CoJet grubu (n=16)

Kumlama ve CoJet grubu olarak belirlenen örneklerin yarısına adeziv uygulaması yapılırken (n=8) diğer yarısına herhangi bir adeziv uygulaması yapılmadı. (n=8)

3.2.1. Kumlama İşlemi

Her gruptaki örneklerin yarısı olmak üzere (n=16) toplamda 64 adet örneğe SEFA&SAN kumlama cihazıyla (Sefa&San Dental) (Şekil 3.10) alüminyum oksit tozu (Korox; Bego) (Şekil 3.11) 2.3 bar basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden 15 saniye süre boyunca uygulandı. Kumlama işlemi, standardizasyonu sağlamak adına tek bir kişi tarafından örneklerin her iki yüzeyine de uygulandı. İşlem sonrası örneklerin yüzeyleri Maxwell ultrasonik temizleme cihazı (Maxwell Technologies) ile temizlendi (Şekil 3.12). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda her materyal için ideal olan koşulu sağlamak amacıyla PEEK örnekler 220 µm, PEKK örnekler 110 µm Alüminyum oksit tozu ile kumlanırken rezin matris seramikler ise 50 µm kum ile kumlandı.



Şekil 3.10. Kumlama cihazı Şekil 3.11. Alüminyum oksit kumu



Şekil 3.12. Ultrasonik temizleme cihazı

3.2.2. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu ile Kumlama İşlemi

Gruplardaki örneklerin diğer yarısındaki 64 adet örneğin her iki yüzeyine 30 µm büyüklüğündeki silanize edilmiş Al_2O_3 kumu (Şekil 3.13) (3M ESPE CoJet™ Sand) 2.8 bar basınç altında 10 mm mesafeden 15 saniye süre boyunca CoJet kumlama cihazıyla (3M ESPE CoJet™ Prep) uygulandı (Şekil 3.14). Yüzey işlemi tamamlandıktan sonra silanizasyonu bozmamak için örnek yüzeylerine herhangi bir temizleme işlemi uygulanmadı.



Şekil 3.13. CoJet kumu



Şekil 3.14. CoJet kumlama cihazı

3.2.3. Adeziv Uygulaması

Kumlama ve CoJet uygulanan örneklerin yarısına her grupta 8 adet olmak üzere toplamda 32 adet örneğin her iki yüzeyine Tokuyama Bond Force II adeziv (Tokuyama Dental) (Şekil 3.15), üretici firmanın talimatı doğrultusunda tek kullanımlık bir fırça yardımıyla dairesel hareketlerle 15 saniye boyunca ince bir tabaka halinde uygulandı, 5 sn hava spreyi ile kurutularak Valo GRAND (Ultradent Products) ışık cihazı ile (Şekil 3.16) 10 saniye ışık uygulandı. Kumlama ve CoJet gruplarının diğer yarısına ise herhangi bir adeziv uygulaması yapılmamıştır.



Şekil 3.15. Tokuyama Bond Force II adeziv



Şekil 3.16. Valio Grand ışık cihazı

3.3. Yüzey Pürüzlülük Ölçümü

Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM) laboratuvarında bulunan dokunarak taramalı profilometre cihazı (Kla Tencor Stylus Profiler P7) (Şekil 3.17) kullanılarak örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır. Ölçüm öncesi örnekler bir aparat yardımıyla sabitlenmiş, sonrasında örneklerin merkezinde olmak üzere belirlenen 3 farklı alandan ölçüm yapılmıştır. Ra ve Rz değerlerinin aritmetik ortalamaları alınarak, mikrometre (μm) cinsinden kaydedilmiş ve örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri (μm) hesaplanmıştır.



Şekil 3.17. Profilometre cihazı

3.4. Temas Açısı Ölçümü

Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM) laboratuvarında bulunan gonyometre cihazı (Attension Theta Flex, Biolin Scientific) kullanılmıştır (Şekil 3.18). Cihaz sensile drop tekniği kullanarak ölçüm yapmaktadır. Örnekler hareketli tablanın üzerine yerleştirilip üzerine mikropipet ile 5 mikrolitre distile su damlatılmıştır. Örnek üzerine damlatılan su damlasının görüntüsü bir kamera aracılığı ile

kaydedilmiştir. Kaydedilen damlanın görüntüsü, bilgisayara aktarılarak bilgisayar ekranından izlenmiştir. Görüntülemenin ardından bilgisayar ortamında temas açısı verileri hesaplanmıştır.



Şekil 3.18. Temas açısı ölçüm cihazı

3.5. Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu (ESEM) Analizinin Yapılması

Örneklere yüzey işlemleri uygulanmasının ardından her gruptan birer örnek ESEM görüntüsü almak için belirlendi, Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde taramalı elektron mikroskobu cihazı (Quanta FEG 250, FEI Corporate) (Şekil 3.19) kullanılarak düşük vakum altında örneklerin analizi yapıldı. Mikrofotoğraflar, görsel inceleme için x500, 1000, 1500, 3000, 5000 ve 10000'lik büyütmede incelendi.



Şekil 3.19. ESEM Cihazı

3.6. Örneklerin Akrilik Rezine Gömülmesi

Temas açısı ölçümü bakılan yüzeylere damlatılan distile suyun siman bağlantısını olumsuz yönde etkileme olasılığı düşünülerek örneklerin bir yüzeyinden temas açısı ölçümü, diğer yüzeyinden ise pürüzlülük ölçümü yapıldı. Siman ile bağlantı dayanımını inceleme aşamasına geçildiğinde temas açısı ölçülen yüzeyler akrilik rezine gömülü kalacak şekilde diğer yüzey açıkta bırakıldı. Hazırlanan örnekler deneyin gerçekleştirileceği test cihazına uygun olarak 20 mm çapında ve 25 mm yüksekliğinde hazırlanan silikon kalıplar (Şekil 3.20) içerisinde otopolimerizan akrilik rezine (S.C; Imicryl) gömüldü.



Şekil 3.20. Akrilik rezine gömme işleminde kullanılan silikon kalıp

3.7. Self Adeziv Rezin Siman Uygulaması

Çalışmada örneklerin simantasyonu için Calibra Universal self adeziv rezin siman (Calibra, Dentsply Sirona) kullanıldı (Şekil 3.21). Rezin simanın örneklere yapıştırılmasında bir standardizasyon sağlamak açısından iç boşluk çapı 5 mm, yüksekliği 3 mm olan silikon kalıplar kullanıldı (Şekil 3.22). Hazırlanan kalıplar örneklerin tam merkezine denk gelecek şekilde yerleştirildi ve rezin siman kendi ucu ile sıkılarak kalıplara enjekte edildi. Halkanın üzerine teflon bant yerleştirilip örneklerin üzerine standart 400 g yük uygulandı ve üretici firma

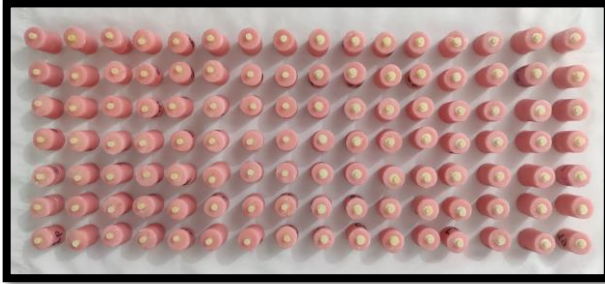
talimatları doğrultusunda 1-2 dakika beklendi. Üst kısımdan 20sn süreyle görünür ışıık sağlayan LED cihazı ile polimerizasyon gerçekleştirildikten sonra silikon kalıp uzaklaştırıldı ve diğler 4 yüzeyden de ilave 20 saniye polimerize edildi. Hazırlanan tüm örnekler bağlanma dayanımı testinden önce 24 saat süresince 37 derecede distile su içinde bekletildi. Self adeziv rezin siman ile yapıştırılan tüm örnekler, Şekil 3.23'te görölmektedir.



Şekil 3.21. Calibra Universal self adeziv rezin siman



Şekil 3.22. Silikon kalıp



Şekil 3.23. Self adeziv rezin siman ile yapıştırılan örneklerin görünümü

3.8. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü

Makaslama bağlanma dayanımı ölçümü, Atatürk Üniversitesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Laboratuvarında bulunan Universal test makinası ile yapıldı (Shimadzu Corporation) (Şekil 3.24). Makaslama bağlanma testi için kullanılan uç örnekler üzerinde 90° açı yapacak şekilde ayarlandı. ISO/TR 11405 standartlarına göre makaslama bağlanma dayanımını test etmede kullanılacak kesici ucun hızı 0.45 mm/dk ile 1.05 mm/dk

arasında olmalıdır. Bizim çalışmamızda da kesici ucun hızı 1 mm/dk olarak belirlenip örneklerin tümüne kırılma gerçekleşene kadar kuvvet uygulandı ve maksimum yük değerleri kaydedildi (Şekil 3.25). Bağlantı dayanımı kuvvetleri Newton (N) olarak kaydedilip birim alana düşen kuvvet miktarını ölçmek için değerler megapaskala (MPa) çevrildi.



Şekil 3.24. Shimadzu Universal Test Makinası



Şekil 3.25. Örneklere test cihazı ile kuvvet uygulanması

3.9. İstatistiksel Değerlendirme

Veriler IBM SPSS V23 (IBM, Newyork, Amerika) ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Grup, yüzey işlemi ve adeziv ana etkilerinin ve

etkileşimlerinin pürüzlülük, bağlanma dayanımı ve temas açısı değerleri üzerindeki etkisinin incelenmesinde geliştirilmiş lineer modeller yöntemi kullanıldı.

Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. Analiz sonuçları nicel veriler için ortalama ve standart sapma olarak sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı. Ayrıca değişkenler arası ilişkinin incelenmesinde "Spearman rho korelasyon katsayısı"ndan yararlanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları

Materyal, yüzey işlemi ve adeziv uygulanmasına göre pürüzlülük değerleri Tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1. Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması

	Test İstatistiği*	Sd	P
Materyal	14.548	3	0.002
Yüzey işlemi	0.746	1	0.388
Adeziv	0.432	1	0.511
Materyal * Yüzey işlemi	4.911	3	0.178
Materyal * Adeziv	11.757	3	0.008
Yüzey işlemi * Adeziv	0.976	1	0.323
Materyal * Yüzey işlemi * Adeziv	3.693	3	0.297

*Sd: Serbestlik derecesi, *Wald Ki-kare test istatistiği*

Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre pürüzlülük değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ise Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2. Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre pürüzlülük değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

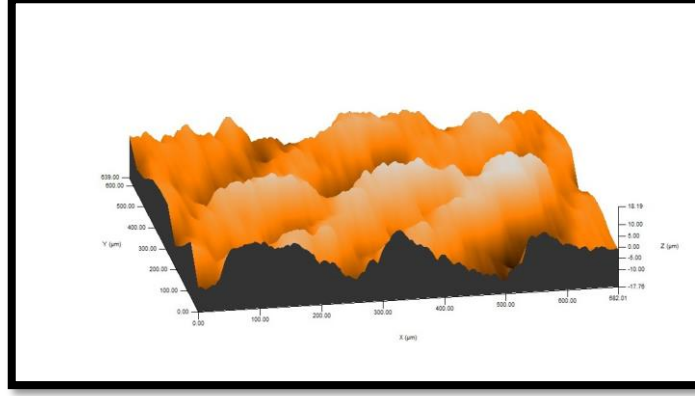
		PEEK	PEKK	VITA	GC	Total
Kumlama	Adeziv -	3.19 ± 2.91	8.29 ± 2.75	2.61 ± 0.76	3.44 ± 0.79	4.38 ± 3.04
	Adeziv +	3.12 ± 3.26	3.86 ± 3.33	3.65 ± 2.95	4.13 ± 2.74	3.69 ± 2.95
	Toplam	3.16 ± 2.98	6.07 ± 3.74	3.13 ± 2.15	3.78 ± 1.98	4.04 ± 2.99
CoJet	Adeziv -	3.62 ± 1.47	4.72 ± 2.34	2.20 ± 0.88	3.87 ± 2.61	3.60 ± 2.07
	Adeziv +	4.19 ± 3.38	3.75 ± 2.45	3.41 ± 3.11	3.61 ± 2.52	3.74 ± 2.76
	Toplam	3.90 ± 2.53	4.24 ± 2.37	2.80 ± 2.29	3.74 ± 2.48	3.67 ± 2.42
Total	Adeziv -	3.41 ± 2.24 ^A	6.51 ± 3.08 ^B	2.40 ± 0.82 ^A	3.65 ± 1.87 ^A	3.99 ± 2.61
	Adeziv +	3.66 ± 3.25 ^A	3.80 ± 2.83 ^A	3.53 ± 2.93 ^A	3.87 ± 2.56 ^{AB}	3.71 ± 2.84
	Toplam	3.53 ± 2.75 ^b	5.15 ± 3.21 ^a	2.97 ± 2.19 ^b	3.76 ± 2.21 ^{ab}	3.85 ± 2.72

^{a-b}: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur, ^{A-B}: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

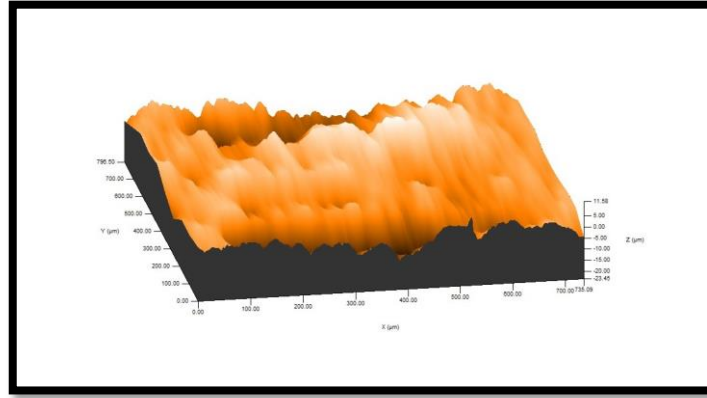
Materyalin pürüzlülük değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur (p=0.002). PEEK materyalinin pürüzlülük ortalaması 3.53 µm, PEKK materyalinin ortalaması 5.15 µm, VITA materyalinin ortalaması 2.97 µm ve GC materyalinin ortalaması 3.76 µm olarak elde edilmiştir. Materyallere göre pürüzlülük değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p=0.002). Bu farklılık PEKK materyali ile PEEK materyali ve PEKK materyali ile VITA materyali arasındaki farklılıktan kaynaklanmaktadır.

Materyal ve adeziv etkileşiminin pürüzlülük değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur (p=0.008). En yüksek ortalama pürüzlülük değeri 6.51 µm

olarak adeziv uygulanmayan PEKK materyalinden elde edilmişken en düşük ortalama değeri 2.40 μm olarak adeziv uygulanmayan VITA grubundan elde edilmiştir.



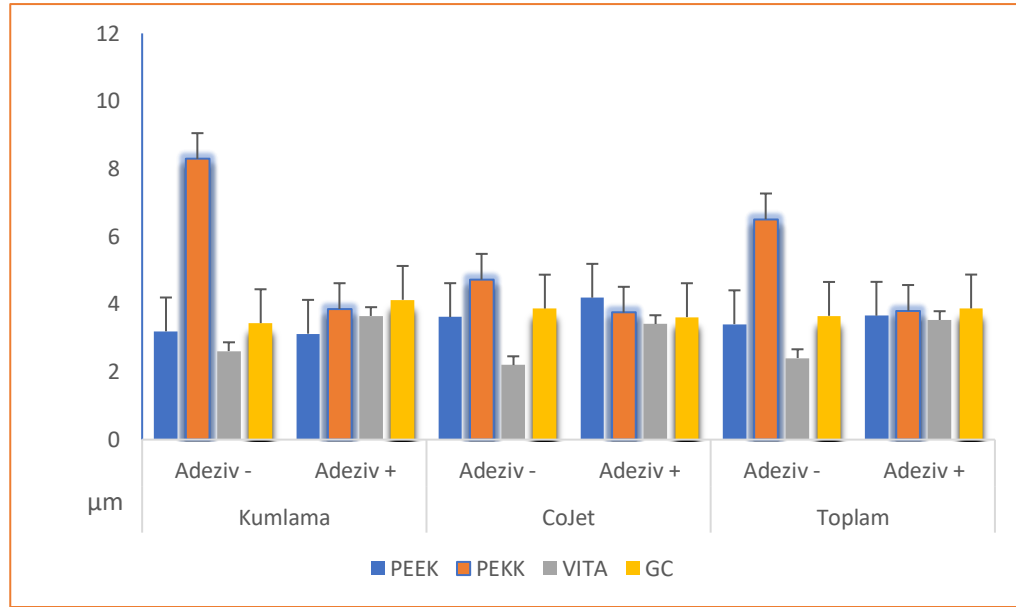
Şekil 4.1. PEKK Adeziv - grubunun 3 boyutlu pürüzlülük görünümü



Şekil 4.2. Vita Enamic Adeziv- grubunun 3 boyutlu pürüzlülük görünümü

Yüzey işlemi ve adeziv ana etkilerinin pürüzlülük değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur ($p>0.05$). Diğer etkileşimlerin pürüzlülük değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur ($p>0.05$).

Pürüzlülük değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği Şekil 4.3'te verilmiştir.



Şekil 4.3. Pürüzlülük değerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

4.2. Temas Açısı Bulguları

Materyal, yüzey işlemi ve adeziv uygulanmasına göre temas açısı değerleri Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3. Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre temas açısının karşılaştırılması

	Test İstatistiği*	Sd	P
Materyal	214.636	3	<0.001
Yüzey işlemi	110.201	1	<0.001
Adeziv	14.148	1	<0.001
Materyal * Yüzey işlemi	81.526	3	<0.001
Materyal * Adeziv	215.305	3	<0.001
Yüzey işlemi * Adeziv	306.714	1	<0.001
Materyal * Yüzey işlemi * Adeziv	95.668	3	<0.001

Sd: Serbestlik derecesi, *Wald Ki-kare test istatistiği

Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre temas açısına ait tanımlayıcı istatistikler ise Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4. Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre temas açısına (°) ait tanımlayıcı istatistikler

		PEEK	PEKK	VITA	GC	Toplam (°)
Kumlama	Adeziv -	110.7 ± 7.7	117.1 ± 14.8	40 ± 10.9	79.8 ± 5.9	86.9 ± 32.6
	Adeziv +	65.6 ± 5.3	67.1 ± 3.8	65.6 ± 1.4	69.3 ± 1.3	66.9 ± 3.6
	Toplam	88.1 ± 24.2	92.1 ± 27.8	52.8 ± 15.2	74.6 ± 6.8	76.9 ± 25.1
CoJet	Adeziv -	33.8 ± 11	60.3 ± 18.9	22.6 ± 4.3	67.8 ± 9.3	46.1 ± 22.1
	Adeziv +	75.1 ± 8.3	80.5 ± 7.3	79.8 ± 3.5	73 ± 6.3	77.1 ± 7.1
	Toplam	54.5 ± 23.3	70.4 ± 17.4	51.2 ± 29.8	70.4 ± 8.1	61.6 ± 22.5
Toplam	Adeziv -	72.3 ± 40.8	88.7 ± 33.6	31.3 ± 12	73.8 ± 9.8	66.5 ± 34.4
	Adeziv +	70.3 ± 8.4	73.8 ± 8.9	72.7 ± 7.8	71.1 ± 4.8	72 ± 7.6
	Toplam	71.3 ± 29 ^a	81.2 ± 25.4 ^b	52 ± 23.3 ^c	72.5 ± 7.7 ^a	69.3 ± 25

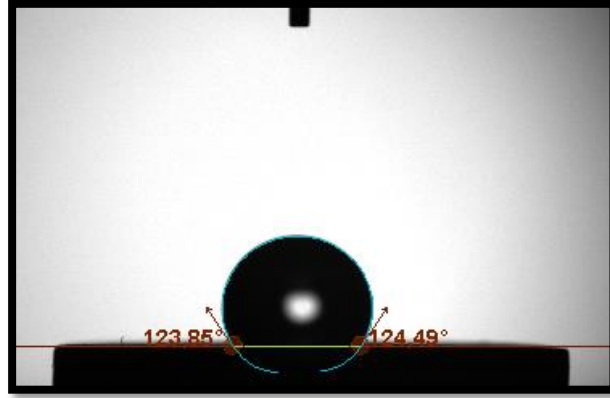
^{a-c}: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Materyalin temas açısı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi vardır (p=0.001). PEEK materyalinin temas açısı ortalaması 71.3°, PEKK materyalinin ortalaması 81.2°, VITA materyalinin ortalaması 52° ve GC materyalinin ortalaması 72.5° olarak elde edilmiştir. Materyallere göre temas açısının ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p=0.001). En yüksek ortalama değer PEKK materyalinden elde edilmişken en düşük ortalama değer VITA materyalinden elde edilmiştir.

Yüzey işleminin temas açısı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi görüldü (p=0.001). Kumlama işleminin temas açısı ortalaması 76.9° iken CoJet işleminin ortalaması 61.6° olarak elde edilmiştir. Yüzey işlemlerine göre temas açısı farklılık göstermektedir.

Adezivin temas açısı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulundu ($p=0.001$). Adeziv uygulananların ortalaması 72° olarak elde edilmişken uygulanmayanların ortalaması 66.5° olarak elde edilmiştir. Adeziv uygulamasına göre temas açısı farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama değer adeziv uygulananlarda elde edilmiştir.

Materyal ve yüzey işlemi etkileşiminin temas açısı üzerine istatistiksel olarak anlamlı etkisi bulunmuştur ($p<0.001$). En yüksek ortalama değer PEKK materyalinin kumlama işleminde 92.1° olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise VITA materyalinin CoJet işleminde 51.2° olarak elde edilmiştir.



Şekil 4.4. PEKK kumlama, adeziv – grubunun temas açısı görünümü

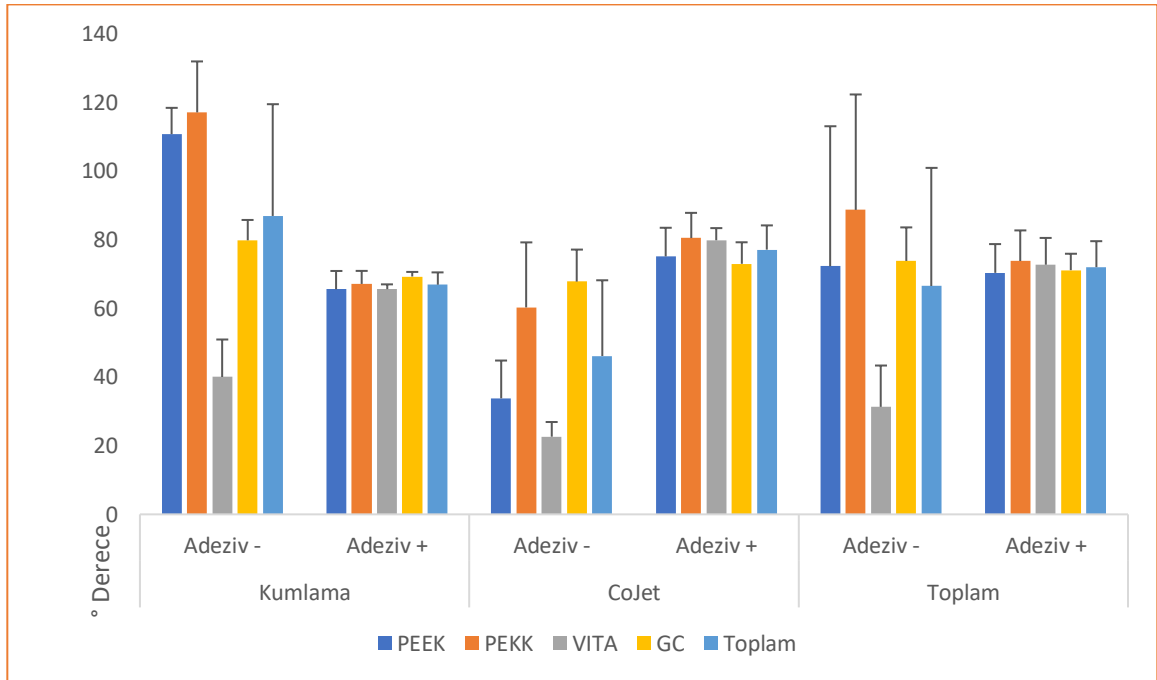


Şekil 4.5. Vita Enamic CoJet, adeziv – grubunun temas açısı görünümü

Materyal ve adeziv etkileşiminin temas açısı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0.001$). En yüksek ortalama değer PEKK materyalinin adeziv uygulanmayan grubunda 88.7° olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise VITA materyalinin adeziv uygulanmayan grubunda 31.3° olarak elde edilmiştir.

Yüzey işlemi ve adeziv etkileşiminin temas açısı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0.001$). En yüksek ortalama değer kumlama işlemine tabi tutulan adeziv uygulanmayan grupta 86.9° olarak elde edilmişken en düşük ortalama değerse CoJet işlemine tabi tutulan adeziv uygulanmayan grupta 46.1° olarak elde edilmiştir.

Temas açısına ait ortalama ve standart sapma grafiği Şekil 4.6’da verilmiştir.



Şekil 4.6. Temas açısına ait ortalama ve standart sapma grafiği

4.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları

Materyal, yüzey işlemleri ve adeziv uygulamasına göre makaslama bağlanma dayanımının karşılaştırılması Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5. Materyal, yüzey işlemleri ve adezive göre makaslama bağlanma dayanımının karşılaştırılması

	Test İstatistiği*	Sd	P
Materyal	17,696	3	0,001
Yüzey işlemleri	3,007	1	0,083
Adeziv	71,412	1	<0,001
Materyal * Yüzey işlemleri	10,864	3	0,012
Materyal * Adeziv	0,802	3	0,849
Yüzey işlemleri * Adeziv	3,111	1	0,078
Materyal * Yüzey işlemleri * Adeziv	1,384	3	0,709

*Sd: Serbestlik derecesi, *Wald Ki-kare test istatistiği*

Materyal, yüzey işlemleri ve adezive göre makaslama bağlanma dayanımına ait tanımlayıcı istatistikler ise Tablo 4.6'da verilmiştir.

Tablo 4.6. Materyal, yüzey işlemi ve adezive göre makaslama bağlanma dayanımına ait tanımlayıcı istatistikler

		PEEK	PEKK	VITA	GC	Toplam (MPa)
Kumlama	Adeziv -	2.8 ± 1.4	6.6 ± 2.6	5.1 ± 2.3	5.1 ± 1.8	4.9 ± 2.4
	Adeziv +	6.1 ± 3.7	10 ± 4.3	8.7 ± 3.6	8.3 ± 2	8.3 ± 3.6
	Toplam	4.5 ± 3.2	8.3 ± 3.9	6.9 ± 3.5	6.7 ± 2.5	6.6 ± 3.5
CoJet	Adeziv -	3.6 ± 1.9	5.4 ± 3.2	4.1 ± 1.5	6.4 ± 2.8	4.9 ± 2.6
	Adeziv +	9.7 ± 1.8	9.8 ± 3.2	8 ± 2.9	12.7 ± 4.6	10 ± 3.5
	Toplam	6.6 ± 3.6	7.6 ± 3.8	6 ± 3	9.6 ± 4.9	7.4 ± 4
Toplam	Adeziv -	3.2 ± 1.6	6 ± 2.9	4.6 ± 1.9	5.8 ± 2.4	4.9 ± 2.5
	Adeziv +	7.9 ± 3.3	9.9 ± 3.7	8.3 ± 3.2	10.5 ± 4.1	9.1 ± 3.6
	Toplam	5.6 ± 3.5 ^b	7.9 ± 3.8 ^a	6.4 ± 3.2 ^{ab}	8.1 ± 4.1 ^a	7 ± 3.8

^{a-b}: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

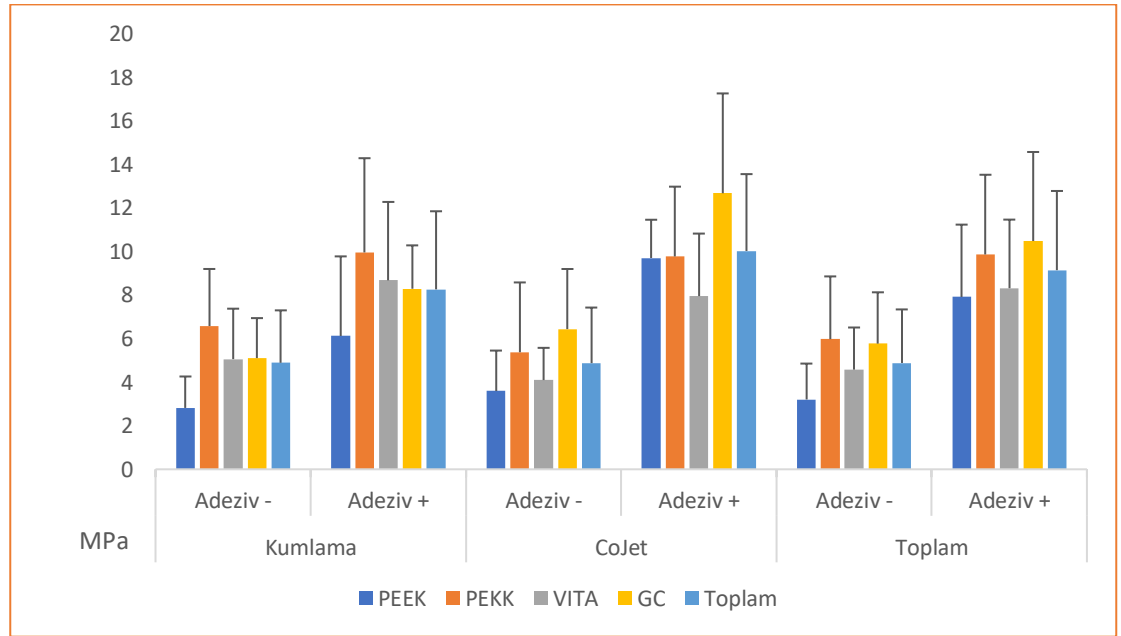
Materyalin bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur (p=0.001). PEEK materyalinin bağlanma dayanımı ortalaması 5.6 MPa, PEKK materyalinin ortalaması 7.9 MPa, VITA materyalinin ortalaması 6.4 MPa ve GC materyalinin ortalaması 8.1 MPa olarak elde edilmiştir. Materyallere göre bağlanma dayanımının ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p=0.001). Bu farklılık PEEK materyalinin ortalamasının PEKK ve GC materyallerinin ortalamalarından düşük olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.

Adezivin bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur (p<0.001). Adeziv uygulanmayanların ortalaması 4.9 MPa ve uygulananların ortalaması 9.1 MPa olarak elde edilmiştir. Adeziv uygulama durumuna göre bağlanma dayanımının ortalamaları farklılık göstermektedir.

Yüzey işleminin bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmamıştır ($p>0.05$).

Materyal ve yüzey işlemi etkileşiminin bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p=0.012$). En yüksek ortalama değer GC materyalinin CoJet yüzey işlemi grubunda 9.6 MPa olarak elde edilmişken en düşük ortalama değerse PEEK materyalinin Kumlama yüzey işlemi grubunda 4.5 MPa olarak elde edilmiştir. Diğer etkileşimlerin bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmamıştır ($p>0.05$).

Bağlanma dayanımına ait ortalama ve standart sapma grafiği Şekil 4.7’de verilmiştir.



Şekil 4.7. Bağlanma dayanımına ait ortalama ve standart sapma grafiği

4.4. Korelasyon Analizi Bulguları

Tablo 4.7. Spearman's rho korelasyon analizi

Materyal	Yüzey işlemi			Adeziv			
				Uygulanmadı		Uygulandı	
				Pürüzlülük	Makaslama bağlanma dayanımı	Pürüzlülük	Makaslama bağlanma dayanımı
PEEK	Kumlama	Makaslama bağlanma dayanımı	r	0.679		-0.107	
			p	0.094		0.819	
		Temas açısı	r	-0.575	0.000	0.286	0.071
			p	0.136	1.000	0.493	0.879
	CoJet	Makaslama bağlanma dayanımı	r	0.179		-0.643	
			p	0.702		0.119	
PEKK	Kumlama	Makaslama bağlanma dayanımı	r	0.429		0.536	
			p	0.337		0.215	
		Temas açısı	r	0.167	0.286	-0.333	0.179
			p	0.693	0.535	0.420	0.702
	CoJet	Makaslama bağlanma dayanımı	r	-0.571		0.179	
			p	0.180		0.702	
VITA	Kumlama	Makaslama bağlanma dayanımı	r	0.024	0.393	0.024	-0.214
			p	0.955	0.383	0.955	0.645
		Temas açısı	r	-0.643		0.036	
			p	0.119		0.939	
	CoJet	Makaslama bağlanma dayanımı	r	0.690	-0.857	0.048	0.500
			p	0.058	0.014	0.911	0.253
GC	Kumlama	Makaslama bağlanma dayanımı	r	-0.250		-0.036	
			p	0.589		0.939	
		Temas açısı	r	0.214	0.107	0.524	-0.179
			p	0.610	0.819	0.183	0.702
	CoJet	Makaslama bağlanma dayanımı	r	0.500		-0.250	
			p	0.253		0.589	
GC	Kumlama	Makaslama bağlanma dayanımı	r	-0.190	-0.393	0.238	0.036
			p	0.651	0.383	0.570	0.939
		Temas açısı	r	0.036		0.286	
			p	0.939		0.535	
	CoJet	Makaslama bağlanma dayanımı	r	0.048	-0.143	0.048	-0.679
			p	0.911	0.760	0.911	0.094

r: Spearman's rho korelasyon katsayısı

Yüzey pürüzlülüğü, temas açısı ve bağlanma dayanımı arasındaki ilişkinin incelenmesinde "Spearman rho korelasyon katsayısı"ndan yararlanılmıştır (Tablo 4.7).

Adezivin uygulanmadığı grupta PEEK materyalinin CoJet yüzey işleminde pürüzlülük ile temas açısı arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif yönlü yüksek bir ilişki vardır ($r=0.738$; $p=0.037$).

Adezivin uygulanmadığı grupta VITA Materyalinin kumlama yüzey işleminde makaslama dayanımı ile temas açısı arasında istatistiksel olarak anlamlı negatif yönlü çok yüksek bir ilişki vardır ($r=-0.857$; $p=0.014$).

Temas açısı ile pürüzlülük arasında istatistiksel olarak çok zayıf pozitif yönlü bir ilişki vardır ($r=0.175$; $p=0.046$) (Tablo 4.8).

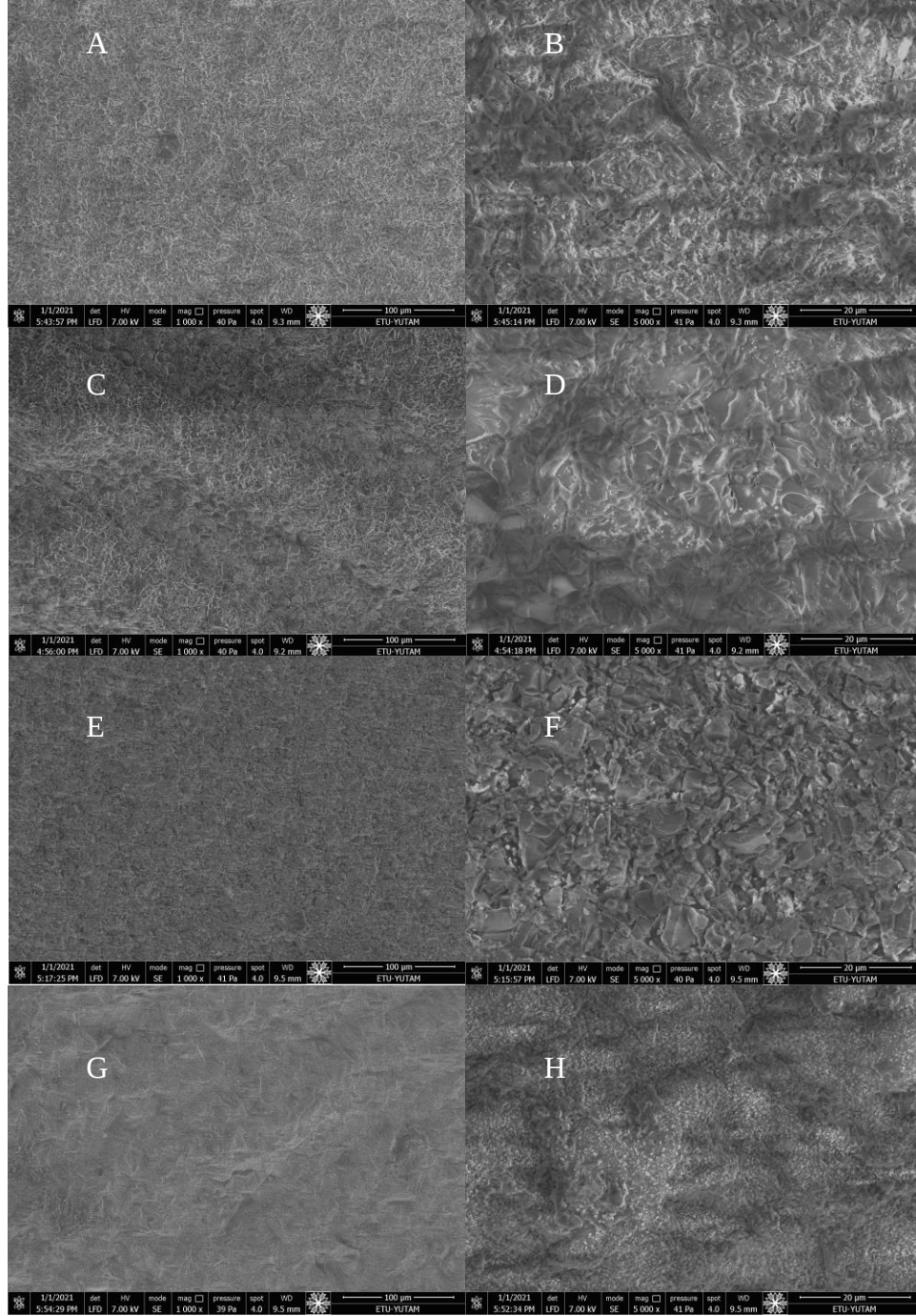
Tablo 4.8. Materyal, yüzey işlemi ve adeziv ayrımı yapmaksızın ilişkinin incelenmesi

		Pürüzlülük	Makaslama bağlanma dayanımı
Makaslama dayanımı	bağlanma		
	r	0.007	
	p	0.938	
Temas açısı	r	0.175	0.186
	p	0.049	0.05

r: Spearman's rho korelasyon katsayısı

4.5. ESEM Analizi Bulguları

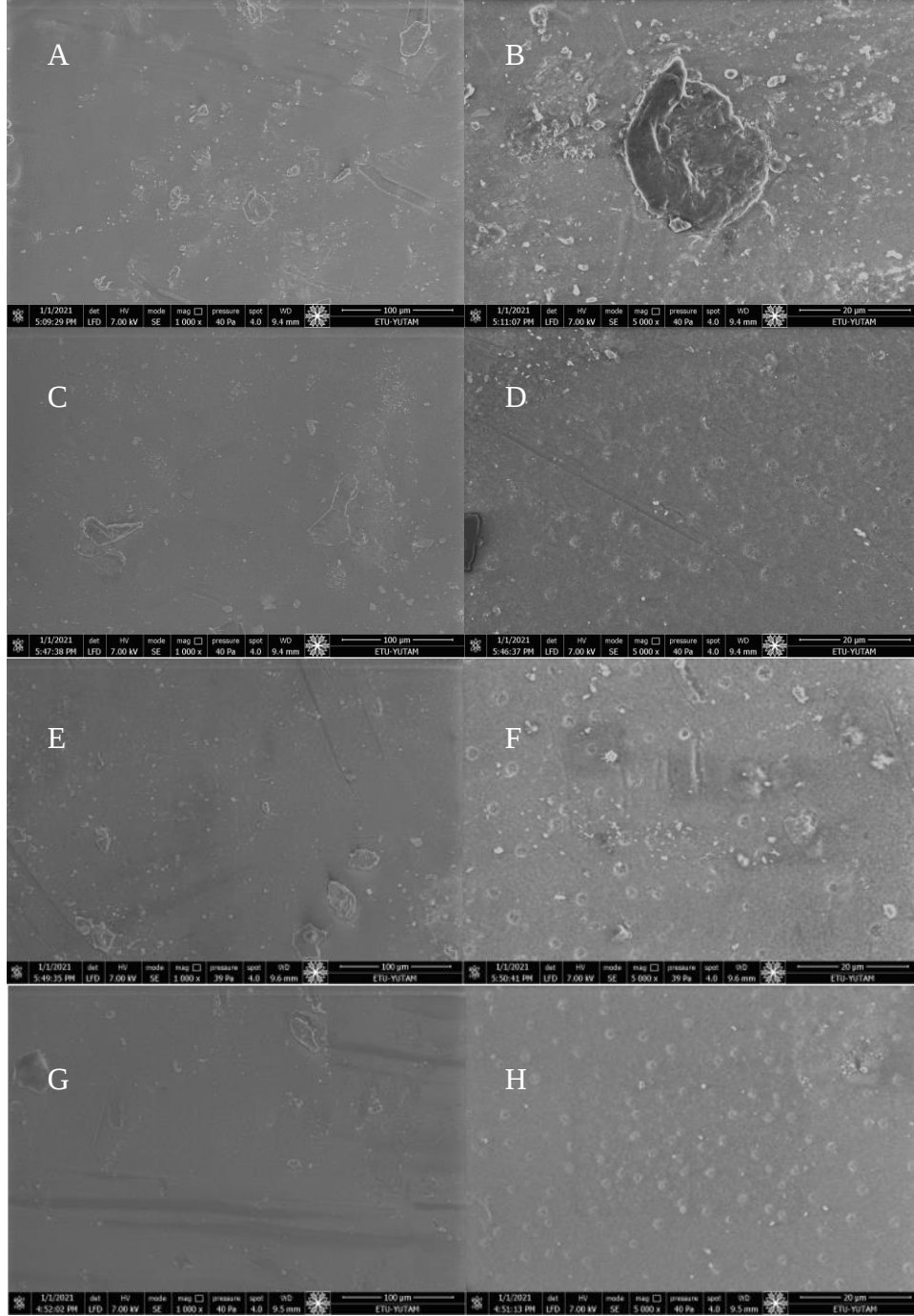
Kumlama işlemi sonrası materyallerin yüzeyleri değerlendirildiğinde GC Cerasmart grubunun diğer yüzeylere göre daha düzgün bir yapıya sahip olduğu, diğer materyallerin yüzeylerinde ise birbirine benzer şekilde homojen dağılmış pöröz alanların olduğu gözlemlendi (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Kumlama grubunda materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüleri

A: PEEK 1000x, B: PEEK 5000x, C: PEKK 1000x, D: PEKK 5000x, E: VITA 1000x, F: VITA 5000x, G: CERASMART 1000x, H: CERASMART 5000x

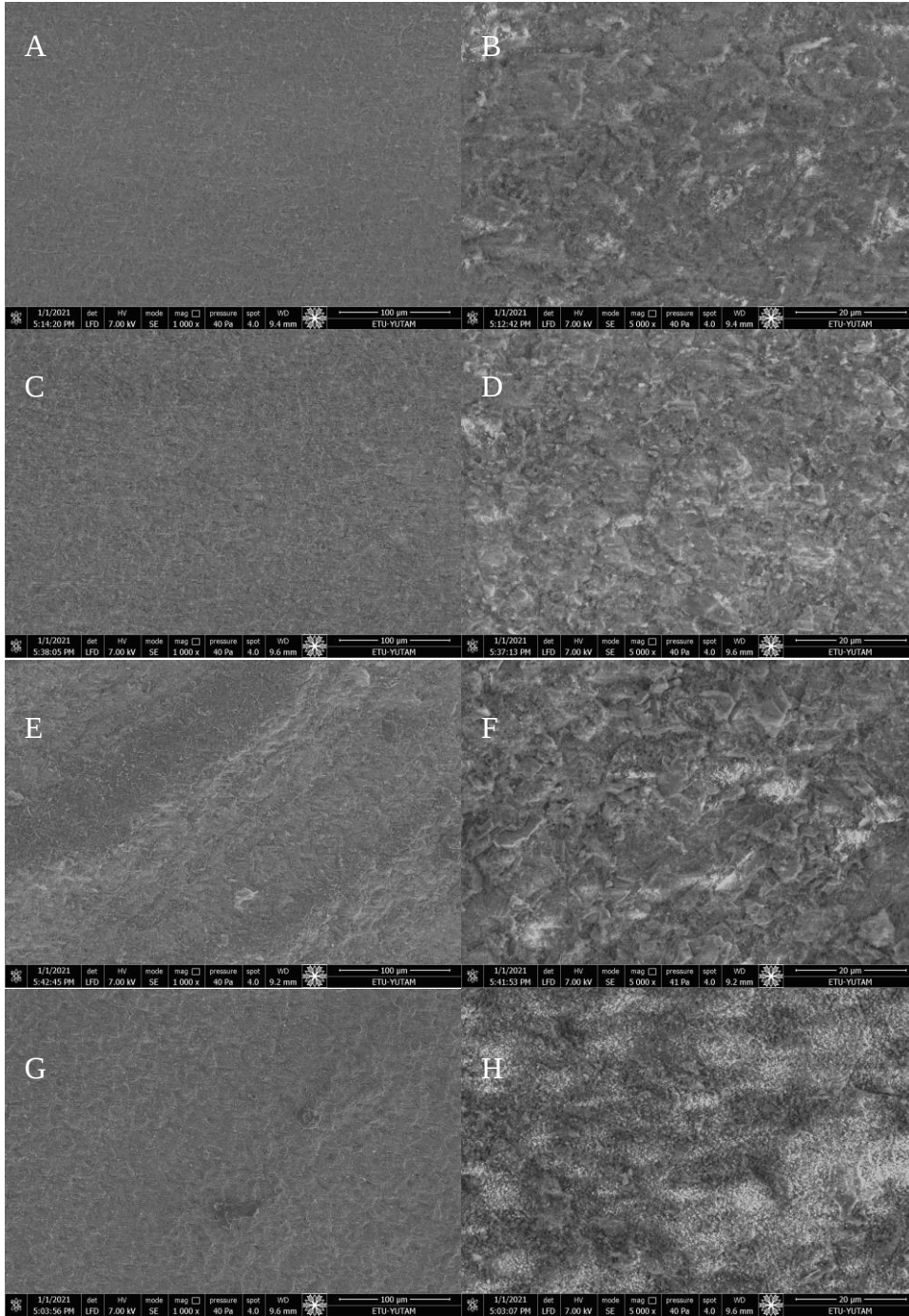
Kumlama işlemi sonrası adeziv uygulanan materyallerin yüzeyine bakıldığında PEEK materyal yüzeyinde büyük çapta derin çukur oluştuğu, PEKK materyal yüzeyinin ise daha düzenli ve pürüzsüz olduğu gözlemlendi. Vita Enamic materyalinde homojen yayılmış küçük çapta çukur alanlar izlenirken, Cerasmart grubunun diğer materyallere kıyasla en pürüzsüz alanlara sahip olduğu görülmüştür (Şekil 4.9).



Şekil 4.9. Kumlama, adeziv + grubunda materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüleri

A: PEEK 1000x, B: PEEK 5000x, C: PEKK 1000x, D: PEKK 5000x, E: VITA 1000x, F: VITA 5000x, G: CERASMART 1000x, H: CERASMART 5000x

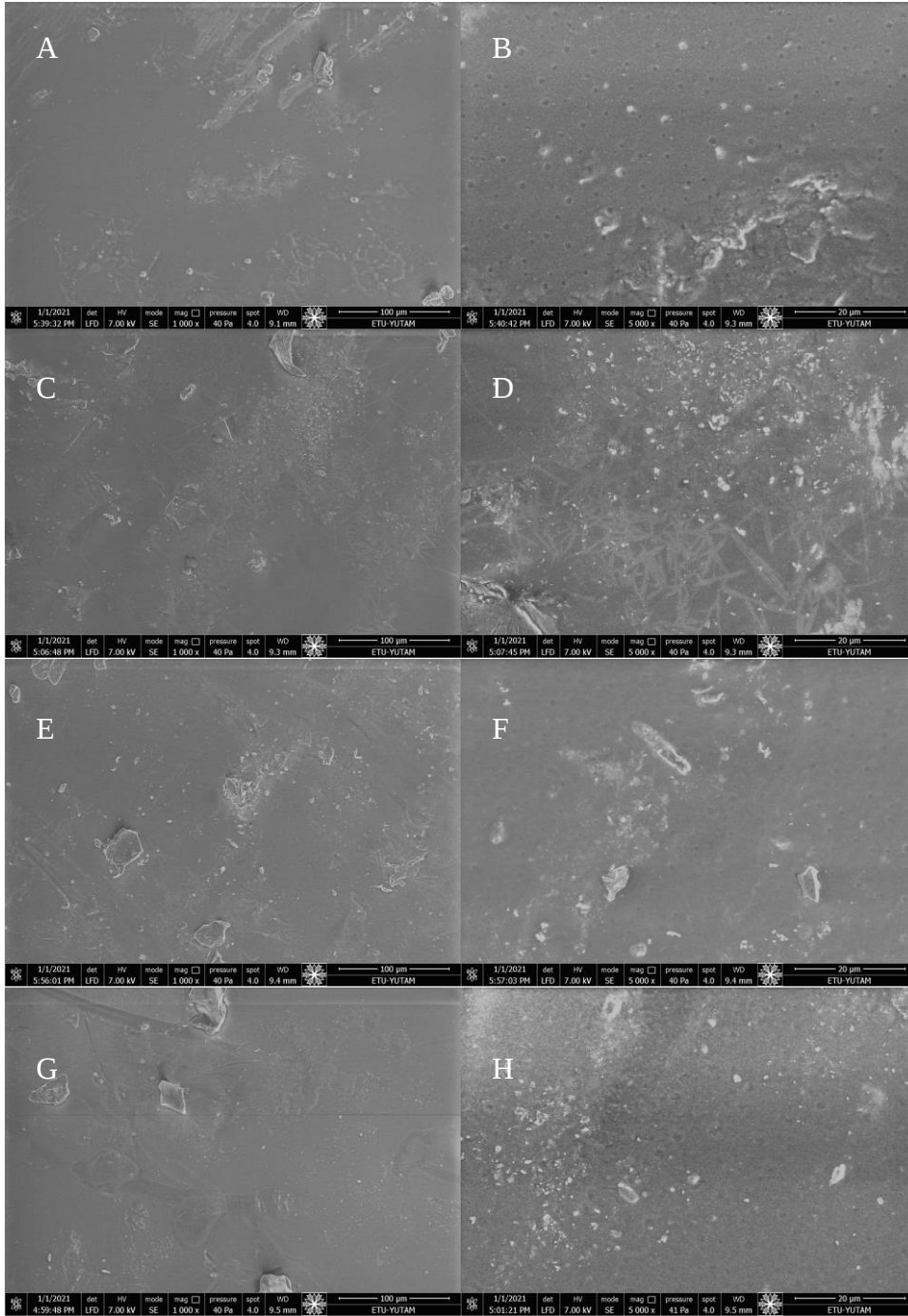
CoJet işlemi işlemi sonrası materyallerin yüzeyleri değerlendirildiğinde homojen yapıda mikrodüzeyde boşlukların olduğu ve örneklerin birbirlerine yakın pürüzlü bir yapıda yüzey özelliği sergilediği gözlenmektedir (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. CoJet grubunda materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüleri

A: PEEK 1000x, B: PEEK 5000x, C: PEKK 1000x, D: PEKK 5000x, E: VITA 1000x,
F: VITA 5000x, G: CERASMART 1000x, H: CERASMART 5000x

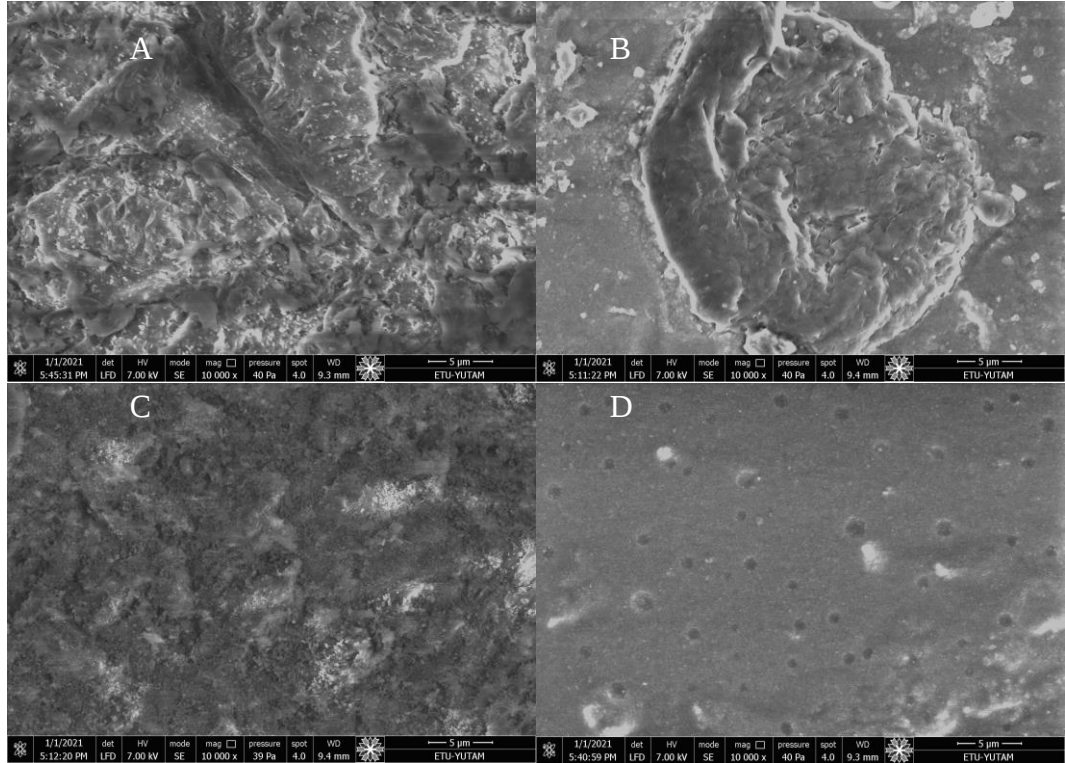
CoJet işlemi sonrası adeziv uygulanan materyallerin yüzeyine bakıldığında PEEK materyali ile Vita Enamic materyal yüzeylerinin birbirine benzer şekilde homojen dağılan mikrodüzeyde çukurcuklara sahip olduğu görülmüştür. PEKK ile Cerasmart materyallerinin yüzey görüntüleri de birbirine benzemekle beraber, Vita Enamic materyalinin en pürüzsüz görüntüye sahip olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.11).



Şekil 4.11. CoJet, adeziv + grubunda materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüleri

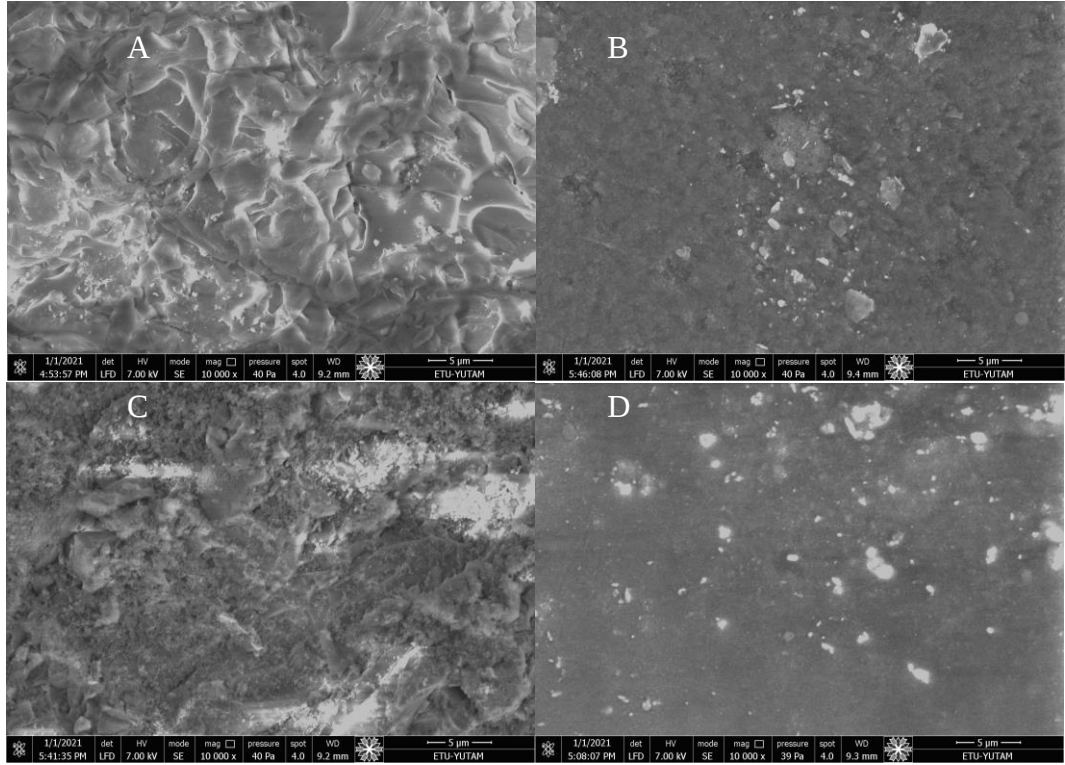
A: PEEK 1000x, B: PEEK 5000x, C: PEKK 1000x, D: PEKK 5000x, E: VITA 1000x, F: VITA 5000x, G: CERASMART 1000x, H: CERASMART 5000x

Her bir materyal için yüzey işlemleri sonrası oluşan ESEM görüntülerine ayrı ayrı bakacak olursak; materyallerin kumlama ve CoJet işlemi sonrası yüzeylerinde genel olarak düzenli pöröz alanların oluştuğunu, adeziv uygulaması sonrası ise bu boşlukların dolarak daha pürüzsüz bir yüzey meydana geldiğini görmekteyiz. En pürüzsüz alanlar PEEK, PEKK ve Vita Enamic gruplarında CoJet işlemi sonrası adeziv uygulanan grupta görülürken, Cerasmart grubunda ise en pürüzsüz alan kumlama işlemi sonrası adeziv uygulana grupta görülmektedir (Şekil 4.12-4.15).



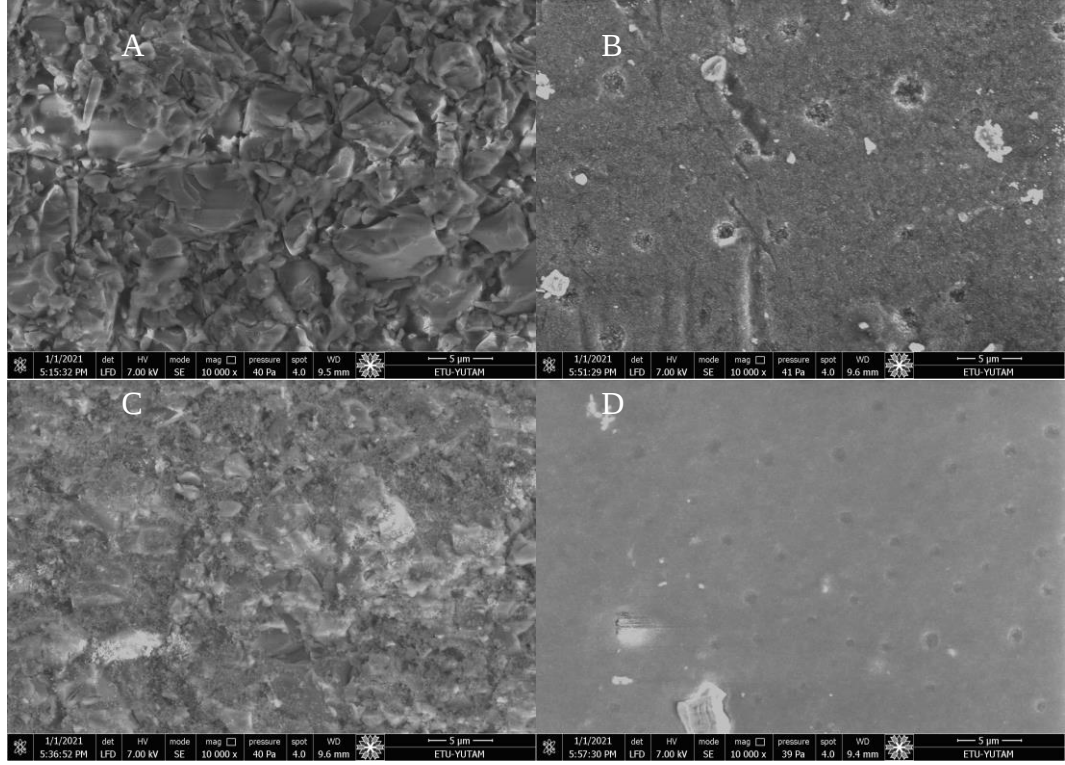
Şekil 4.12. Yüzey işlemleri sonrası PEEK materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüsü 10000x

A: Kumlama işlemi uygulanan PEEK, B: Kumlama ve adeziv işlemi uygulanan PEEK,
C: CoJet işlemi uygulanan PEEK, D: CoJet ve adeziv işlemi uygulanan PEEK



Şekil 4.13. Yüzey işlemleri sonrası PEKK materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüsü 10000x

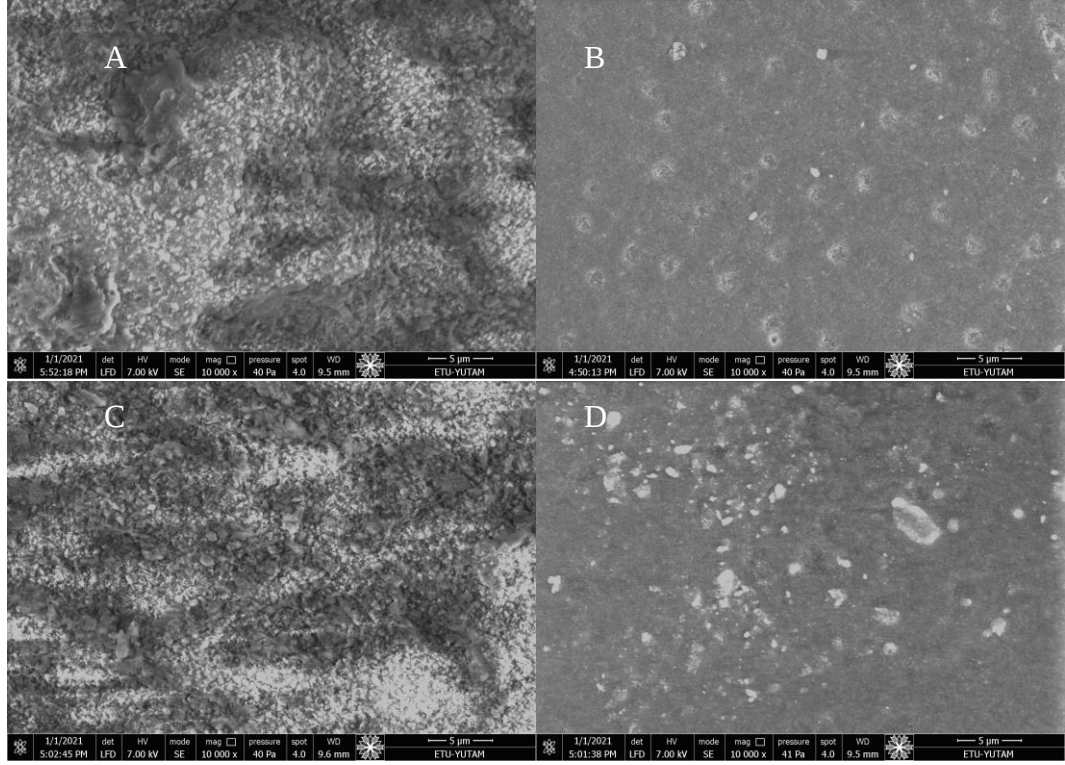
A: Kumlama işlemi uygulanan PEKK, B: Kumlama ve adeziv işlemi uygulanan PEKK,
C: CoJet işlemi uygulanan PEKK, D: CoJet ve adeziv işlemi uygulanan PEKK



Şekil 4.14. Yüzey işlemleri sonrası VITA materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüsü 10000x

A: Kumlama işlemi uygulanan VITA, B: Kumlama ve adeziv işlemi uygulanan VITA,

C: CoJet işlemi uygulanan VITA, D: CoJet ve adeziv işlemi uygulanan VITA



Şekil 4.15. Yüzey işlemleri sonrası GC materyal yüzeylerinde elde edilen ESEM görüntüsü 10000x

A: Kumlama işlemi uygulanan GC, B: Kumlama ve adeziv işlemi uygulanan GC,

C: CoJet işlemi uygulanan GC, D: CoJet ve adeziv işlemi uygulanan GC

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında farklı yüzey işlemlerinin, 4 farklı polimer içerikli CAD-CAM materyallerinin (PEEK, PEKK, Vita Enamic ve Gc Cerasmart) rezin siman ile olan bağlantı dayanımı üzerindeki etkisi, makaslama testi kullanılarak incelenmiş, materyallerinin pürüzlülük ve temas açısı ölçümleri karşılaştırılmıştır.

Yapılan bu çalışmanın sonuçlarına göre hipotezlerimizden:

1. 4 farklı CAD-CAM materyaline uygulanan çeşitli yüzey işlemleri sonrası pürüzlülük değerlerinde gruplar arası anlamlı farklılık görülmezken, temas açısı değerlerinde ise anlamlı farklılık görülmüştür. Dolayısıyla çalışmanın 1. hipotezi büyük oranda reddedilmiştir.

2. Pürüzlendirilen materyallerin adeziv rezin siman ile simantasyonu sonrası makaslama bağlanma dayanımı açısından anlamlı farklılık gözlenmediği için çalışmanın 2. hipotezi kabul edilmiştir.

3. Yapılan korelasyon analizi sonrası pürüzlülük ile bağlanma dayanımı arasında anlamlı farklılık gözlenmezken, temas açısı ile bağlanma dayanımı arasında ise sadece Vita Enamic materyalinin adeziv uygulanmayan kumlama yüzey işlemi grubunda istatistiksel olarak anlamlı negatif yönlü bir ilişki gözlenmiştir. Dolayısıyla çalışmanın 3. hipotezi büyük oranda kabul edilmiştir.

Diş hekimliğinde materyallerin özelliklerini araştırmak, bunları birbirleriyle karşılaştırmak ve klinik uygulamalara yol göstermesi amacıyla laboratuvar testleri ve klinik çalışmalar yapılmaktadır. Klinik çalışmalar daha güvenilir sonuç veren çalışmalar olsa da hasta takibinin zor olması, uzun zaman alması ve standardizasyonu sağlamanın zor olmasından ötürü laboratuvar çalışmaları daha sıklıkla tercih edilmektedir. In vitro çalışmalarda ise mevcut

parametreler kontrol edilebildiğinden ve daha kısa sürede, kolaylıkla sonuçlara ulaşmak mümkün olduğundan bu çalışma in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.¹²⁷

Metal destekli restorasyonlarda; ilerleyen dönemlerde korozyon gözlenmesi, ışık geçirgenliğinin düşük düzeyde olması ve marjinal uyumu sağlamada zorluklar yaşanması bu restorasyonların yerine estetik materyallere ilgi duyulmasına sebep olmuştur.¹²⁸ Metal destekli seramiklere kıyasla daha biyouyumlu olmaları, yüksek kırılma direnci, üstün estetik ve optik özelliklere sahip olmalarından ötürü tam seramik restorasyonlar zamanla daha çok tercih edilmeye başlanmıştır.¹²⁹

Öte yandan karşıt çenede aşınmaya sebep olmaları, kırılganlıkları, çekme kuvvetleri karşısında yeterli dayanıklılığa sahip olmamaları ve maliyetlerinin yüksek olması, bu materyallerin en büyük dezavantajlarıdır. Çiğneme kuvvetleri karşısında sergilediği mekanik davranış dolayısıyla, özellikle posterior bölgede kırılmalar gözlenebilmektedir. Bu durum sabit protetik restorasyonlarda, yüksek performanslı polimerlerin kullanılabilirliğini araştırmaya sebep olmuştur. Bu bakımdan mevcut çalışmaya polimer içerikli materyaller de dahil edilmiştir.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD-CAM sistemlerinde; tarayıcılar ile toplanan veriler bilgisayar yazılımı kullanılarak, 3 boyutlu olarak tasarlanır. Üretimin hızlı ve kontrollü bir şekilde gerçekleştirilmesi, hastanın klinik seans sayısını azaltması, marjinal uyumu ve mekanik direnci daha iyi olan yüksek kalitede estetik restorasyonların üretilmesine imkân tanınması, laboratuvar açısından teknik hataların en az düzeye indirilmesi ile son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir.¹³⁰ Gelişen teknoloji ile birlikte yeni materyallerin kullanımına olanak tanıdığından bu tez çalışmasında da polimer içerikli materyaller CAD-CAM tekniği ile üretilerek incelenmiştir.

Estetik restorasyonlara olan ilginin artması, hekimleri seramik materyallerin özelliklerini daha da geliştirmek için araştırmalar yapmaya yönlendirmiştir.¹³¹ Feldspatik seramikler ilk üretilen seramikler olup yeterli dayanıklılığa sahip olmadığından kırılma problemi ile karşılaşmıştır. Bu açıdan mevcut yapıyı güçlendirmek amacıyla içerisine lōsit ve lityum disilikat ilave edilmiştir.¹³² Bir diğēer yöntem olarak da zirkonya ve alūmina gibi yüksek dayanıklılığa sahip materyaller kullanılmıştır. Fakat bu materyallerin elastisite modūlü, dentinin elastisite modūlünden fazla olduğundan karşıt dişlerde meydana getirdiğı aşınma miktarı da fazla olmaktadır. Bu probleme bir çōzūm olarak daha esnek materyallerin kullanılması düşünūlmüş ve kompozit restorasyonlar denenmiştir. Polimerizasyon būzūlmesi gözlenmesi, mikrosızıntıya sebep olması ve aşınma direncinin düşük olması gibi dezavantajları dolayısıyla, bu materyallerden beklenen özellikler karşılanamamıştır.¹³³

Tūm bu araştırmalar sonucunda CAD-CAM ile üretilabilen, dentine yakın elastisite modūlūne sahip, işlenebilirliğı ve tamir olasılığı daha kolay olan, fırınlamaya ihtiyaç duymayan rezin matriks seramikler geliştirilmiştir.¹⁰ Bu grup yüksek oranda seramik parçacıklarıyla doldurulmuş organik matrikse sahip materyalleri içerir. Bu bölümde yer alan materyaller, organik fazın (polimer) varlığından bağımsız olarak, ağırlık olarak %50'den fazla oranda inorganik ısıya dayanıklı bileşiklerden oluşmaktadır. Resin matriks seramikler; geleneksel seramikler ile kıyaslandığında elastisite modūlü, dentine daha yakın değerde olup, işlenebilirliğı ve uyumu cam matriks seramikler ve polikristalin seramiklerden daha kolay olan materyallerdir. Bu olumlu özelliklerinin yanı sıra tamir işlemlerinin, kompozit materyaller ile kolaylıkla yapılabilmesine olanak tanırırlar.¹⁰ Bu bakımdan resin matriks seramik grubuna ait olan GC Cerasmart ve Vita Enamic materyalleri de bu çalışmaya dahil edilmiştir.

Bir çok çalışma, bu tez çalışmasında kullanılan materyallerden olan GC Cerasmart ve Vita Enamic materyalleri de dahil olmak üzere, numunelere farklı yüzey işlemleri uygulayarak makaslama bağlanma dayanım değerlerini karşılaştırmışlardır.^{134,135,136,137,138,139}

Yüksek performanslı polimerlerden olan poliaril eter ketonlar (PAEK), ekonomik olmalarının yanı sıra hafif, düşük plak afinitesine ve üstün mekanik özelliklere sahip biyouyumlu materyallerdir. Tüm bu olumlu özellikleri ile diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaya başlanmıştır. Hemen hemen tüm organik ve inorganik kimyasallara karşı stabil olmasının yanı sıra yüksek erime noktasına, yüksek sıcaklıkta iyi boyutsal stabiliteye ve yüksek sertliğe sahip olan PEEK ve PEKK polimerleri, aynı zamanda kolay işlenebilme özelliği taşıyan materyallerdir.¹⁴⁰ Bu özelliklerinin yanı sıra; sürtünme direnci, düşük su emme ve yüksek kırılma direnci gibi üstün özellikler göstermektedirler.¹⁴¹ Radyolusent görüntü verdiklerinden, altyapının sökülmesine veya değiştirilmesine gerek kalmadan muayene, teşhis ve klinik hastalıkların tedavisinin yapılabilmesine olanak tanımaktadırlar.¹⁴²

Birçok araştırma yüksek performanslı polimerlerden olan PEEK materyalline çeşitli yüzey işlemleri uygulayarak self adeziv rezin siman uygulamış ve makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmıştır.^{143,144,145,146,147,148} Labriaga ve ark¹⁴⁹ ile Sakihara ve ark¹⁴⁶ ise PEKK örneklerine yüzey işlemleri uygulayarak makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan materyaller arasında yüksek performanslı polimerlerden olan PEEK ve PEKK materyalleri bulunmaktadır.

Yüzey işlemleri, materyallerin genel özelliklerini değiştirmeden, yüzey özelliklerini etkileyerek, biyolojik ve mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi işlemidir. Materyallerin olumlu özellikleri, bu işlemler esnasında korunmaktadır.¹⁵⁰ Resin ve protetik materyal arasındaki bağlantı kuvvetini artırmak için mikromekanik kilitlenme oluşturmak ve kimyasal

bağlantı sağlamak gerekmektedir⁶⁰. Bu amaçla simantasyon işlemi öncesi, restorasyonlara bir takım yüzey işlemleri uygulanarak bu iki yapı arasındaki adezyon kuvveti artırılmaya çalışılmaktadır. Frezle aşındırma, asitle pürüzlendirme, alüminyum oksit tozu ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama, lazerle pürüzlendirme, plazma spreyi uygulaması, silan bağlayıcı ajan ve adezivlerin uygulanması gibi birçok yüzey modifikasyon yöntemi mevcuttur.¹⁵¹

Çulhaoğlu ve ark.¹⁵² yaptıkları bir çalışmada PEEK örneklerine sülfürik asit, CoJet, aseton, lazer ve kumlama işlemleri uygulamış, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan grubu ise kontrol grubu olarak almışlardır. Yüzey işlemleri sonrası her örneğe Visio.link adeziv uygulaması yapmışlardır. Pürüzlülük, temas açısı, ıslanabilirlik ve makaslama bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırmışlardır. Bağlantı dayanımını bakımından kumlama grubundaki değerleri CoJet grubundan daha yüksek bulmuşlardır (Kumlama; 10.81 ± 3.06 MPa, CoJet; 8.07 ± 2.54 MPa). Fakat bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu tez çalışmasında ise benzer şekilde kumlama ve CoJet grupları arasındaki bağlanma dayanımları açısından anlamlı farklılık gözlenmemiştir. (Adeziv uygulanan kumlama grubunda bağlanma dayanımı 6.1 ± 3.7 MPa, adeziv uygulanan CoJet grubunda ise bağlanma dayanımı 9.7 ± 1.8 MPa)

Aynı çalışmadaki pürüzlülük değerlerine bakıldığında kumlama grubunda yüzey pürüzlülüğü 2.26 ± 0.33 μ m, CoJet grubunda ise yüzey pürüzlülüğü 0.44 ± 0.03 μ m olarak bulunmuştur. Bu tez çalışmasında ise pürüzlülük değerleri PEEK materyalinde kumlama ve adeziv uygulanan grupta 3.1 ± 3.3 μ m olarak, CoJet ve adeziv uygulanan grupta ise 4.2 ± 3.4 μ m olarak bulunmuştur.

Temas açısı bulgularına bakıldığında ise Çulhaoğlu ve ark. aynı çalışmalarında, PEEK örneklerde kumlama grubunda temas açısını $84.83 \pm 4.56^\circ$, CoJet grubunda ise $48.04 \pm 6.28^\circ$ olarak bulmuştur. CoJet grubunda ıslanabilirlik kumlama grubundan anlamlı derecede yüksek

çıkıştır. Benzer olarak bu tez çalışmasında da ıslanabilirlik PEEK örnekler için CoJet grubunda kumlama grubuna kıyasla daha fazla olup, kumlama grubunda temas açısı $88.1 \pm 24.2^\circ$, CoJet grubunda ise $54.5 \pm 23.3^\circ$ olarak bulunmuştur.

Gama ve ark.¹⁵³ diş hekimliğinde uygulanan yüksek performanslı polimerlere adezyon adlı sistematik derlemede; makaslama ve çekme dayanımındaki anlamlı farklılıkları analiz etmek için meta analiz yapmış ve sonuç olarak yüzey işlemlerinden adeziv uygulanan grupta uygulanmayan gruba kıyasla makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır (4.86 MPa). Bu tez çalışmasında da PEEK materyalinde adeziv uygulanan grupta makaslama bağlanma dayanımı 7.9 ± 3.3 MPa olarak bulunmuşken adeziv uygulanmayan grupta ise bağlanma dayanımı 3.2 ± 1.6 MPa olarak bulunmuştur.

Spyropoulos ve ark.¹⁵⁴ ise PEEK numunelere 3 farklı yüzey işlemi uygulamışlardır. İlk gruba kumlama ve adeziv bonding ajanı uygulayarak bunu kontrol grubu olarak almışlardır. 2. gruba CoJet ve silan ajanı uygulamasının ardından adeziv bonding ajanı uygulamışlardır. En son gruba ise sırayla CoJet, silan, primer ve adeziv bonding ajanı uygulamış bunun sonucunda 2. grupta makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin kontrol grubundan anlamlı derecede farklı olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Alp ve ark.¹⁵⁵ ; polimer infiltre seramik olan Vita Enamic, rezin nanoseraamiklerden Lava Ultimate ve nanopartikül dolduruculu seramik olan Cerasmart materyallerine kumlama ve CoJet olmak üzere 2 yüzey işlemi uygulamışlardır. Yüzey işlemleri sonrası profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapmış sonrasında ise ışıkla polimerize ve dual cure rezin siman olmak üzere 2 çeşit siman uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucuna göre; pürüzlülük ve makaslama bağlanma dayanımı bakımından yüzey işlemleri olan kumlama ve CoJet grupları

arasında anlamlı farklılık bulunmamış olup mevcut çalışmamızın sonuçları bu çalışma sonuçları ile örtüşmektedir.

Barutçigil ve ark. bir çalışmalarında¹⁵⁶ Vita Enamic materyaline; CoJet, kumlama, hidroflorik asit, adeziv ve lazer uygulaması yapmış, yüzey işlemi uygulamadıkları grubu ise kontrol grubu olarak almışlardır. Yüzey pürüzlülüğü ve makaslama bağlanma dayanımını incelemişler; adeziv uyguladıkları grupta bağlanma dayanımını en yüksek bulurken (10.728 MPa), diğer yüzey işlemleri uyguladıkları gruplar arasında anlamlı farklılık bulamamışlardır. Bu sonuçlar, mevcut çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Çağlar ve ark. ¹⁵⁷ PEEK örneklerine; kumlama, CoJet ve lazer uygulamış ve yüzey işlemleri sonrası adeziv uygulamasına göre grupları 3'e ayırmışlardır. Bir gruba herhangi bir adeziv uygulaması yapmazken, diğer gruba Visio.link bir diğer gruba ise Signum PEEK Bond uygulamışlardır. Makaslama bağlanma dayanımı sonuçlarına göre adeziv uygulanan grupta uygulanmayan gruba göre bağlanma dayanımı daha yüksek bulunurken ($p<0,05$), kumlama ve CoJet yüzey işlemleri grubunda bağlanma dayanımı açısından anlamlı fark bulunmamıştır. Bu sonuçlar da mevcut çalışmayı destekler niteliktedir.

Pereira ve ark. ¹⁵⁸ yaptıkları benzer bir çalışmada, adeziv uyguladıkları Lava Ultimate gruplarının kontrol gruplarından anlamlı ölçüde bağlantı dayanımının daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca kumlama gibi yüzey işlemi uygulandığı durumda bu değer çok daha arttığını tespit etmişlerdir. Bu tez çalışmasında herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan bir grup ve tek başına adeziv uygulanan bir grup olmadığı için çalışma sonuçlarının farklılık göstermiş olabileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmada materyallerin yarısı alüminyum oksit tozu ile kumlanırken, diğer yarısına da silika kaplı alüminyum oksit tozu (CoJet) uygulaması yapılmıştır. Daha sonra bu gruplarda

kendi arasında 2 alt gruba ayrılarak yarısına adeziv bond uygulaması yapılırken diğer yarısına ise adeziv bond uygulaması yapılmamıştır. Uygulanan yüzey işlemlerinin, makaslama bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir fark oluşturmadığı gözlenirken ($p=0.083$), materyal türü ve yüzey işlemlerinden bağımsız olarak tek başına adeziv ana etkileşiminin ise bağlanma dayanımında anlamlı miktarda etkili olduğu ve bağlanma dayanımını artırdığı görülmüştür ($p<0.001$).

Rosentritt ve ark.'nın da ¹⁵⁹ da belirttiği gibi tek başına yüzey işlemleri ile yüzeyin pürüzlendirilmesinin, rezin siman ile restoratif materyal arasında stabil bir bağlanmayı garantilemek için yeterli olmadığı, ek olarak yüzey topoğrafyası ve bağlayıcı ajan uygulamasının bağlanma prosedüründe yüzey pürüzlülüğünden daha önemli olduğu sonucunu çıkarabiliriz.

Farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra, her bir numunenin pürüzlülük ve temas açısı ölçümleri yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde en çok kullanılan yöntem olan profilometre analizi, pürüzlülük değerlerini sayısal olarak belirtmesi, kolay uygulanabilmesi, etkili ve doğru ölçüm yapılmasına imkân sağlaması gibi avantajlara sahiptir. Bu gibi avantajlarından ötürü benzer çalışmalar da göz önüne alınarak bu tez çalışmasında da pürüzlülük tespitinde profilometre analizi tercih edilmiştir.^{160,144,161,152,162}

Awad ve ark. ¹⁶³ yaptıkları bir çalışmada cam seramik, feldspatik seramik, hibrit seramik, rezin nanoseramik ve kompozit rezinlerde pürüzlülük değerlerini karşılaştırmışlar, içeriğinde rezin olan materyallerde pürüzlülük değerlerini daha yüksek bulurken, cam seramiklerde ve feldspatik seramiklerde ise pürüzlülük değerlerini düşük olarak bulmuşlardır.

Bu tez çalışmasında ise rezin içerikli PEKK materyalinde pürüzlülük değeri yüzey işlemlerinden bağımsız olarak materyal ana etkileşimi açısından değerlendirildiğinde, PEEK ve

Vita Enamic materyalinden anlamlı derecede yüksek çıkmıştır ($5.16 \pm 3.22 \mu\text{m}$). İçeriğinde seramik bulunan materyallerin yüzey işlemleri sonrası daha zor aşınabildiğini, dolayısıyla tamamen polimer içerikli olan Poliaril eter ketonların rezin nanoseramiklere kıyasla daha kolay aşınabildiği sonucunu çıkarabiliriz. PEKK materyalinde pürüzlülük değerlerinin PEEK materyalinden daha fazla olmasını ise PEKK materyalinde 2.keton grubunun bulunması dolayısıyla materyal kimyasından kaynaklanan bir farklılık olduğunu düşünmekteyiz.

Rosentritt ve ark.¹⁵⁹, PEEK örneklerle alüminyum oksit kumlama ve silika kaplı alüminyum oksit ile kumlama işlemleri (Rocatec) de dahil olmak üzere bir çok yüzey işlemleri uygulamış ve makaslama bağlanma dayanımı ile yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırmışlardır. Yüzey işlemleri arasında sadece sülfürik asit uygulanan grupta yüzey pürüzlülüğü bakımından istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gözlerken ($6.76 \pm 1.11 \mu\text{m}$) ($p < 0.001$), diğer yüzey işlemleri arasındaki pürüzlülük değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulamamışlardır ($p > 0.085$).

Bu çalışmada kullanılan polimer içerikli CAD-CAM materyallerinden elde ettiğimiz pürüzlülük değerlerine göre; en yüksek pürüzlülük ortalaması PEKK materyalinde olup $5.16 \mu\text{m}$, en düşük pürüzlülük ortalaması ise VITA Enamic materyalinde olup $3 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Materyallere göre pürüzlülük değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. Bu anlamlı farklılık; PEKK materyali ile PEEK materyali ve PEKK materyali ile VITA materyali arasında gözlenmiştir.

Pürüzlülük ve yüzey enerjisi kavramları, ıslanabilirliği değerlendirmede kullanılan kavramlardır. Islanabilirlik, değim açısı ile ölçülmektedir. Yüzey enerjisinin değerlendirilmesinde temas açısı ölçüm yöntemleri kullanılarak en doğru sonuçlara

ulaşılabilmektedir. Sessile Drop ve Wilhelmy yöntemleri olmak üzere temas açısı ölçümünde 2 yöntem kullanılmaktadır.¹¹²

Lümkemann ve ark.¹⁶² kumlama basıncının ve adeziv sistemlerin PEEK bağlantısı üzerindeki etkisini inceledikleri bir çalışmada tekrarlanabilir ve güvenilir veriler sunan Sessile Drop tekniği kullanılarak gonyometre cihazı ile temas açısı ölçümlerini yapmışlardır. Aynı şekilde Akkan ve ark.¹⁶⁴ plazma ve lazer yüzey işlemlerinin PEEK materyalinin ıslanabilirliği üzerine etkilerini inceledikleri bir çalışmada Sessile Drop tekniği kullanarak materyallerin ıslanabilirliğini değerlendirmişlerdir. Mevcut çalışmada da temas açısı değerlendirilmesinde bu çalışmalara benzer olarak Sessile Drop tekniği tercih edilmiştir.

Tam bir ıslanma oluşmuş ise yüzey açısı sıfıra yaklaşacaktır. Bu durumda sıvı, katı yüzey üzerinde ince bir tabaka halinde yayılacaktır. Adezivin yüzey gerilimi ne kadar az olursa değim açısı da o kadar az olacak ve böylece daha kuvvetli bir adezyon meydana gelecektir. Bir başka ifadeyle adezivin yüzey gerilimi, aderentin yüzey gerilim değerine eşit ya da küçük olmalıdır.^{58,59}

Silva ve ark.¹⁶⁵; Vita Enamic materyaline farklı yüzey işlemleri uygulaması sonucu makaslama bağlanma dayanımı, pürüzlülük ve temas açısını değerlendirmişlerdir. Temas açısı sonuçlarına göre yüzey işlemleri uygulanan gruplarda kontrol grubuna kıyasla anlamlı farklılık gözlenirken, bizim çalışmamızın aksine, adeziv ve silan uygulamasının temas açısını büyük ölçüde azalttığı sonucuna ulaşmışlardır.

Çulhaoğlu ve ark.¹⁵² PEEK örneklerle yüzey işlemleri uygulayarak temas açısı ve dolayısıyla ıslanabilirliği değerlendirdikleri bir çalışmada yüzey işlemlerinin temas açısı üzerinde anlamlı bir fark oluşturduğunu belirtirken, en düşük temas açısı ve dolayısıyla en yüksek ıslanabilirlik silika kaplama grubunda bulunmuştur. Kumlama ve lazer uygulaması ise

temas açısını artırmış ve sonuç olarak ıslanabilirliği azaltmıştır. Yapılan bu çalışma sonuçlarına benzer olarak bu tez çalışmasında da kumlama grubunda temas açısı $76.9 \pm 25.1^\circ$ iken CoJet uygulanan grupta ise temas açısı $61.6 \pm 22.5^\circ$ olarak bulunmuş, dolayısıyla CoJet uygulanan grupta ıslanabilirliğin daha fazla olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Bu çalışmadaki temas açısı bulgularını incelediğimizde yüzey işlemleri, materyal türü ve adeziv uygulaması temas açısı üzerinde anlamlı sonuçlar verirken, adeziv uygulanan gruplarda temas açısı uygulanmayan gruba kıyasla daha fazla bulunmuştur. Yüzey işlemlerinden CoJet uygulanan grupta temas açısı $61.6 \pm 22.5^\circ$ olarak, kumlama grubunda ise temas açısı $76.9 \pm 25.1^\circ$ olarak bulunmuştur. Adeziv uygulanan grupta ise temas açısı $72 \pm 7.6^\circ$ olarak kaydedilirken adeziv uygulanmayan grupta ise temas açısı $66.5 \pm 34.4^\circ$ olarak kaydedilmiştir. Bu verilere dayanarak adeziv uygulamasının temas açısını artırdığı dolayısıyla da ıslanabilirliği azalttığı sonucuna ulaşılmıştır.

Adeziv sistemler; mine, dentin, amalgam, metal ve porselene olan bağlantıyı artırmak için geliştirilmektedir. Adeziv sistemlerin bu önemli özellikleri, hekime bu malzemeleri çeşitli diş tedavileri ve uygulama prosedürleri için kullanma seçeneği sunar.⁸² Ayrıca, yapıştırılmış restorasyonların adeziv olmayan, geleneksel yöntemlere göre birçok avantajı vardır. Adeziv teknik, restoratif materyal ile diş ara yüzündeki mikro sızıntıyı azaltarak postoperatif duyarlılığı, marjinal renklenmeyi ve bunun sonucunda da tekrarlayan çürükleri azaltır.¹⁶⁶

Restoratif materyallerin klinik başarısızlıklarının en sık gözlenen sebepleri, makaslama stresleri ve siman ile bağlanmadaki problemlerdir.¹⁶⁷ Addison ve ark.¹⁶⁸ yaptıkları bir çalışmada geleneksel rezin simanların kullanımının, diğer yapıştırıcı simanlar ile karşılaştırıldığında metal içermeyen indirekt restorasyonların mekanik özelliklerini iyileştirebileceğini ortaya koymuştur ve bu uzun vadeli klinik başarı ile doğrudan ilişkilidir.¹⁶⁹

Self adeziv rezin simanların ise; teknik hassasiyet gerektirmeden uygulanması, uygulama yönteminin daha basit olması, uygulama basamaklarını azaltması dolayısıyla kolay ve kısa sürede uygulanabilmesi gibi avantajları bulunmaktadır. Bunun yanı sıra herhangi bir yıkama ve asitleme prosedürü gerektirmediğinden smear tabakası uzaklaştırılmaksızın bağlantıyı sağlarlar.¹⁷⁰ Bu bakımdan mevcut çalışmada self adeziv rezin siman kullanılmıştır.

Stawarczyk ve ark.¹⁶¹ ile Schmidlin ve ark.¹⁷¹ ; PEEK örneklerle yüzey işlemleri uygulayarak bağlanma dayanımını test etmede 2 tür self adeziv rezin siman kullanmışlardır. Sproesser ve ark. ise¹⁴⁶ 2 geleneksel siman ve 1 de self adeziv siman kullanmışlar, self adeziv rezin siman kullanılan gruptaki makaslama bağlanma dayanımını, geleneksel rezin kompozit siman grubundan daha düşük bulmuşlardır.

Song ve ark.¹⁷² ise PEKK materyalinden ve cam fiberden üretilen postları farklı yüzey işlemlerine tabi tuttuktan sonra 3 tür self adeziv rezin siman, 1 de self etch rezin siman ile simante etmişlerdir. Mikroçekme bağlantı dayanımını sonuçlarına göre self adeziv rezin siman olan Rely X U200 uygulanan gruptaki bağlanma dayanımı, self etch rezin siman grubundan ve diğer self adeziv rezin siman gruplarından daha yüksek bulunmuştur (22.22 MPa).

Üstün ve ark.¹⁷³ bir çalışmalarında; Vita Enamic, GC Cerasmart ve Vita Suprinity materyallerinin, total etch, self etch ve self adeziv rezin simanlar kullanarak makaslama bağlantı dayanımı değerlerini incelemişlerdir. Vita Enamic ve Cerasmart materyallerinin ikisinde de self adeziv rezin siman uygulanan gruptaki bağlantı değerlerini, self etch rezin siman grubundakinden anlamlı olarak düşük bulmuşlardır.

Hem kimyasal olarak hem de ışıkla polimerize olan rezin simanlarda (dual cure) yaklaşık 24 saat sonra kimyasal polimerizasyon tamamlanmış olur. Işık uygulamasıyla polimerizasyon gerçekleştirildiğinde, aşınma direncinin ve yüzey sertliğinin arttığı bildirilmiştir.¹⁷⁴ Işık ile

polimerizasyon gerçekleştirilmediği durumda simanın mekanik özelliklerinde zayıflama tespit edilmiştir.⁶⁰

Shade ve ark.¹⁷⁵ yaptıkları bir çalışmada polimerizasyonun dual cure olarak gerçekleştirildiği durumda bağlanma dayanımının daha yüksek olduğunu ifade etmişlerdir. Bu çalışmada da üretici firma talimatlarına uygun bir şekilde dual cure sertleşen rezin siman uygulaması yapılmıştır.

Henriques ve ark.¹⁴³, doldurucu içermeyen PEEK, %30 cam fiber ile güçlendirilmiş PEEK ve %30 karbon ile güçlendirilmiş PEEK materyallerinde yüzey işlemleri uyguladıktan sonra dual cure rezin siman kullanarak, makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Ahmet ve ark.¹⁷⁶ ise Vita Enamic, GC Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerinden post üretmişler ve bağlanma dayanımlarını değerlendirmeden önce postların simantasyonunda dual cure rezin siman tercih etmişlerdir. Bu tez çalışmasında da rezin siman olarak hem kimyasal hem de ışık ile sertleşen (dual cure), self adeziv rezin siman kullanılmıştır.

Adeziv ajanların mine ve dentin dokusuna bağlanma güçlerini belirlemede, bağlanma dayanımı testleri kullanılmaktadır. Klinikte yapılacak olan çalışmalar ile daha doğru sonuçlar elde edilmesine karşın, bu tarz çalışmalar daha uzun süre gerektirir ve bu çalışmalarda standardizasyonu sağlamak daha zordur. Bu bakımdan adeziv ajanların bağlantı dayanımını test etmede laboratuvar testlerinin kullanımı daha pratik bir yöntemdir. Böylelikle laboratuvar koşullarında yapılan çalışmaların sonuçlarından yola çıkarak, klinik performans bir miktar da olsa tahmin edilebilir.^{177,178} İn vitro olarak bağlanma dayanımını ölçmede pek çok yöntem bulunmasına karşın sıklıkla kullanılan ölçüm yöntemleri; makaslama, çekme ve mikro çekme bağlantı testleridir.¹⁷⁸ Uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak sınıflandırılırlar.

Teorik olarak çekme testlerinde stres dağılımının daha homojen olduğu ifade edilmesine rağmen, pratik uygulamada durum böyle olmayabilir. Çünkü kuvvetin doğrultusunda ve incelenen numunenin pozisyonundaki en ufak bir sapma, sonuçları etkileyecektir.¹⁷⁹ Dolayısıyla pratik uygulamalarda, makaslama testlerindeki yük dağılımının daha uniform olduğu söylenebilir.¹⁸⁰ Yine çekme testlerine kıyasla makaslama testlerinin ağız ortamındaki kuvvetleri taklit etmede daha başarılı olduğu gözlenmiştir.¹⁸¹

Numunelerin cihaza bağlanma esnasında kırılmaların oluşabilmesi, örneklerde dehidratasyon gözlenebilmesi, hassas bir teknik donanım gerektirmesi, 5 MPa altındaki ölçümlerin yapılamaması ve yoğun çalışma gerektirmesi, çekme testlerinin dezavantajları arasında bulunmaktadır.¹⁷⁸ Shaddad ve ark.¹⁸², çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri simüle etmede makaslama testlerinin diğer test yöntemlerine göre daha başarılı olduğunu belirtmişlerdir. Bu bakımdan mevcut çalışmada bağlanma dayanımını değerlendirme makaslama testi kullanılmıştır.

Uluslararası Standartlar Örgütü'nün (ISO/TR 11405) belirlediği standartlara göre kesin bir değer olmamakla birlikte, 3 mm çapındaki bir bağlanma alanı taslak olarak kabul edilmiş, bunun yanında başlık hızının ise 0.75 ± 0.30 mm/dk olması gerektiği belirtilmiştir.¹⁸³ Benzer çalışmalarda olduğu gibi bu tez çalışmasında da başlık hızı 1mm/dk olarak alınmıştır.^{160,144,147,134,184,185,142} Daha yüksek başlık hızında gerçekleştirilen deneylerde oluşan bağlanma dayanım değerlerinin de hatalı olarak yüksek çıktığı, ayırıcı ucun materyal veya rezin simanda koheziv kırıklara sebep olabildiği gözlenmiştir.¹⁸⁶

Bağlantı dayanımını test etmede bir başka önemli nokta da üretici firma talimatları doğrultusunda simantasyon işlemi gerçekleştirmenin yanı sıra, numunelere simantasyon işlemi sırasında standart olarak sabit bir kuvvet uygulamak gerektiğidir.¹⁸⁷ Bu bakımdan

siman uygulandıktan sonra, örneklerin üzerine standart 400 g yük uygulandı ve simanın kendi kendine sertleşmesi (self cure) için üretici firma talimatları doğrultusunda 1-2 dakika beklendi. Üst kısımdan 20 sn süreyle görünür ışık sağlayan ışık cihazı ile polimerizasyon gerçekleştirildikten sonra silikon kalıp uzaklaştırılarak diğer 4 yüzeyden de ilave 20 sn polimerize edildi.

Ağız içindeki ortamı taklit etmesi amacıyla bir takım yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. Laboratuvar çalışmalarında, bağlanma dayanımını değerlendirmede termal döngü uygulanması veya suda bekletme gibi yapay yaşlandırma yöntemleri bulunmakla beraber, mevcut tez çalışmasında klinik ortama yakın koşulları sağlayabilmek adına, adeziv rezin siman uygulamasının ardından, benzer çalışmalarda olduğu gibi numunelerimiz 37 °de distile su içerisinde 24 saat bekletilmiştir.^{142, 188,189,190,191}

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Farklı yüzey işlemleri uygulanmış polimer içerikli CAD-CAM materyallerinde makaslama bağlanma dayanımı, pürüzlülük ve temas açısı değerlerini karşılaştırdığımız bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edildi.

1. Materyal ana etkileşimi açısından bakıldığında en yüksek bağlanma dayanımı GC Cerasmart materyalindeyken (8.1 ± 4.1 MPa), en düşük bağlanma dayanımı ise PEEK materyalinde (5.6 ± 3.5 MPa) görülmüştür. Rezin matriks seramikler olan Cerasmart ve Vita Enamic arasında ise anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Bu sonuca dayanarak kimyasal ve mekanik yüzey işlemlerinden bağımsız olarak, materyal kimyasal içeriğinde seramik bulunmasının bağlanma dayanımını artırdığı sonucuna ulaşabiliriz.

Fakat bu tez çalışmasında mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri uygulanmıştır. Materyal, yüzey işlemi ve adeziv 3'lü etkileşimi incelendiğinde ise bağlanma dayanımları arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir.

2. Materyal ve yüzey işlemi etkileşiminin bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p=0.012$). En yüksek ortalama değer GC materyalinin CoJet yüzey işlemi grubunda 9.6 MPa olarak elde edilmişken en düşük ortalama değerse PEEK materyalinin Kumlama yüzey işlemi grubunda 4.5 MPa olarak elde edilmiştir.

3. Materyalden bağımsız yüzey işlemleri ana etkileşimini değerlendirdiğimizde ise bağlanma dayanımı üzerine; yüzey işlemlerinden kumlama ve CoJet grupları arasında anlamlı bir fark bulunmazken, materyal ve yüzey işleminden bağımsız adeziv ana etkileşimini incelediğimizde ise adeziv uygulanan gruplarda makaslama bağlanma dayanımında anlamlı artış görülmüştür (Adeziv uygulanan grupta; 9.1 ± 3.6 MPa, adeziv

uygulanmayan grupta 4.9 ± 2.5 MPa). Ayrıca kumlama ve CoJet gruplarındaki bağlanma dayanımları benzer olduğundan hasta başında ürettiğimiz CAD-CAM restorasyonları, alüminyum oksit kumlamaya tabi tutmak yerine daha pratik ve kolay uygulanabilen, intraoral olarak da kullanılabilen CoJet sistemleri kumlama işlemine alternatif olarak kullanılabilir.

4. Profilometre analizi sonucunda yüzey işlemi ve adeziv uygulamasından bağımsız olarak materyal ana etkileşimi incelendiğinde PEKK materyalinde en yüksek pürüzlülük değeri ölçülürken ($5.15 \mu\text{m}$), VITA materyalinde ise en düşük pürüzlülük değeri ölçülmüştür ($2.97 \mu\text{m}$).

Yapılan ikili korelasyon analizi sonucunda pürüzlülük ile bağlanma dayanımı arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Dolayısıyla bağlanma dayanımını etkileyen tek faktör pürüzlülük ya da ıslanabilirlik değildir. CAD-CAM materyallerini oluşturan bileşim ve oranları ile materyal kimyası da bağlanma üzerinde etkilidir.

5. Temas açısı bulguları sonucunda, temas açısı en az olan ve en ıslanabilir grup VITA materyaliyken (52°), temas açısı en fazla olan ve en az ıslanabilir grup ise PEKK materyalidir (81.2°). Bağlanma dayanımı ise en fazla GC materyalinde görülürken PEEK materyalinde ise en düşük olarak saptanmıştır.

In vitro koşullarda ağız ortamının tam olarak yansıtamaması bu çalışmanın limitasyonlarından. Yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkinliğini değerlendirmede yüzey işlemlerinin sayısı artırılabilirdi.

Polimer içerikli CAD-CAM materyalleri olan poliaril eter keton grubuna ait PEEK/PEKK ve yeni seramik materyallerden olan rezin matriks seramikler ile ilgili daha ileri in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

Polimer içerikli materyallerin makaslama bağlanma dayanımlarını artırmaya yönelik çalışmalara devam edilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Planlanacak araştırmalarda uygulanacak farklı ve kombine yüzey işlemleri ile materyallerin ıslanabilirlik, pürüzlülük ve bağlanma dayanımları değerlendirilmeli ve elde edilen sonuçlar uzun süreli klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

KAYNAKLAR

1. Chu S, Ahmad I. A historical perspective of synthetic ceramic and traditional feldspathic porcelain. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry* 2005;17(9):593.
2. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry* 1996;75(1):18-32.
3. Zaimoğlu A. Can G. Sabit protezler. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*, Yayın 2004(24):183-89.
4. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları* 1999;3.
5. McLean JW. The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use 1979:79-82.
6. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
7. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2005;22(1):41-48.
8. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*: Quintessence Publishing Company; 1997.
9. Kırmalı Ö. Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*;17(3):316-24.

10. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics* 2015;28(3).
11. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of prosthetic dentistry* 2010;104(3):149-57.
12. Sannino G, Germano F, Arcuri L, et al. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral & Implantology* 2014;7(3):57.
13. Koller M, Arnetzl G, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry* 2012;15(2):159-64.
14. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, et al. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental materials journal* 2015;34(6):881-87.
15. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, et al. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dental Materials* 2016;32(4):499-509.
16. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2018;119(3):384-89.
17. Elhomiamy E, Aboushady Y, El Malakh B. Wear behaviour and surface roughness of polymer infiltrated ceramic material compared to pressable glass ceramic. *Alexandria Dental Journal* 2015;40(1):65-70.

18. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2015;114(4):587-93.
19. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials* 2014;30(5):564-69.
20. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2014;26(6):382-93.
21. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2013;26:34-42.
22. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials* 2014;30(9):954-62.
23. Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun M. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research* 2014;93(1):62-67.
24. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, et al. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2013;20:113-25.
25. Arnetzla G, Arnetzlb G. Hybrid materials offer new perspectives Neue Perspektiven durch Hybridmaterialien. *International journal of computerized dentistry* 2015;18(2):177-86.

26. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dental materials* 2016;32(4):529-34.
27. Horvath SD. Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 2016;37(9):638.
28. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(9):702-4.
29. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials* 2013;29(4):419-26.
30. Kumar D, Rajmohan T, Venkatachalapathi S. Wear behavior of PEEK matrix composites: a review. *Materials Today: Proceedings* 2018;5(6):14583-89.
31. Nieminen T, Kallela I, Wuolijoki E, et al. Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 2008;84(2):377-83.
32. Camarini ET, Tomeh JK, Dias RR, da Silva EJ. Reconstruction of frontal bone using specific implant polyether-ether-ketone. *Journal of Craniofacial Surgery* 2011;22(6):2205-07.
33. Lethaus B, Safi Y, ter Laak-Poort M, et al. Cranioplasty with customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model. *Journal of neurotrauma* 2012;29(6):1077-83.
34. Cho D-Y, Lee W-Y, Sheu P-C. Treatment of multilevel cervical fusion with cages. *Surgical neurology* 2004;62(5):378-85.

35. Hee HT, Kundnani V. Rationale for use of polyetheretherketone polymer interbody cage device in cervical spine surgery. *The Spine Journal* 2010;10(1):66-69.
36. Chen F, Gatea S, Ou H, Lu B, Long H. Fracture characteristics of PEEK at various stress triaxialities. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2016;64:173-86.
37. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical oral implants research* 2015;26(11):1297-301.
38. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *Journal of Oral Implantology* 2011;37(sp1):174-82.
39. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 2017;117(3):335-39.
40. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental materials* 2011;27(4):339-47.
41. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, et al. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clinical oral investigations* 2012;16(6):1669-77.
42. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Türkkal F. Polieter Eter Keton (Peek) Ve Dental Kullanımı. 2019.

43. Munadhil azeez Azeez DG. Aşırı harabiyet gösteren endodontik tedavili dişlerin protetik restorasyonları.
https://www.journalagent.com/yeditepe/pdfs/YDJ_15_2_231_241.pdf
44. Zok F, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta materialia* 2007;55(18):6365-71.
45. Kewekordes T, Wille S, Kern M. Wear of polyetherketoneketones—Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dental Materials* 2018;34(3):560-67.
46. Sakihara M, Taira Y, Sawase T. Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology* 2019;107(2):158-64.
47. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials* 2014;30(3):357-63.
48. Williams R, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;91(1):85-88.
49. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *The Journal of prosthetic dentistry* 2007;97(6):389-94.
50. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204(9):505-11.

51. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. Quintessence Dent Technol 2005;28:169-84.
52. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. International journal of computerized dentistry 1999;2(1):9.
53. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. The Journal of the American Dental Association 2006;137(9):1289-96.
54. Uzun G. An overview of dental CAD/CAM systems. Biotechnology & Biotechnological Equipment 2008;22(1):530-35.
55. Willer J, Rossbach A, Weber H-P. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. The Journal of prosthetic dentistry 1998;80(3):346-53.
56. Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. journal of the Irish Dental Association 2007;53(1).
57. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. The Journal of the American Dental Association 2001;132(9):1301-03.
58. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Sciences; 2012.
59. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence 2002.

60. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;89(3):268-74.
61. Touti B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restoration*: London: Martin Dunitz; 1999.
62. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics* 2000;13(2).
63. Bruce J, Hewlett R, Jo Y, Hobo H, Sumiya HD. *Contemporary esthetic dentistry practice fundamentals*. Tokyo: Quintessence 1994:60-99.
64. Kim B-K, Bae HE-K, Shim J-S, Lee K-W. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005;94(4):357-62.
65. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CH. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science* 2012;258(18):7213-18.
66. Özcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *International Journal of Prosthodontics* 2002;15(3).
67. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials* 1998;14(1):64-71.
68. Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II-the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *Journal of Applied Oral Science* 2005;13(2):101-09.

69. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials* 2003;19(8):725-31.
70. Oh W-s, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;90(3):241-46.
71. Asadzadeh N, Ghorbanian F, Ahrary F, et al. Bond strength of resin cement and glass ionomer to Nd: YAG laser-treated zirconia ceramics. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(4):e881-e85.
72. Khan AA, Al Kheraif A, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD. Recent trends in surface treatment methods for bonding composite cement to zirconia: a review. *J Adhes Dent* 2017;19(1):7-19.
73. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America* 2004;48(4):751-70, v.
74. Chen M, Zhang Y, Yao X, et al. Effect of a non-thermal, atmospheric-pressure, plasma brush on conversion of model self-etch adhesive formulations compared to conventional photo-polymerization. *Dental materials* 2012;28(12):1232-39.
75. Han GJ, Kim JH, Cho BH, Oh KH, Jeong JJ. Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *European journal of oral sciences* 2017;125(1):81-87.
76. Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016;115(1):9-19.

77. Söderholm K-J, Shang S-W. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *Journal of dental research* 1993;72(6):1050-54.
78. Pereira CNdB. Influência do padrão de evaporação do silano sobre a resistência de união entre uma cerâmica à base de dissilicato de lítio e um cimento resinoso quimicamente ativado: avaliação in vitro através de um ensaio mecânico de microtração. 2006.
79. Awad MM, Alqahtani H, Al-Mudahi A, et al. Adhesive bonding to computer-aided design/computer-aided manufacturing esthetic dental materials: an overview. *The journal of contemporary dental practice* 2017;18(7):622-26.
80. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016;115(3):321-28. e2.
81. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014;112(6):1489-97.
82. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *Journal of dentistry* 1998;26(1):1-20.
83. Sofan E, Sofan A, Palaia G, et al. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia* 2017;8(1):1.
84. da Rosa WLdO, Piva E, da Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry* 2015;43(7):765-76.

85. Masarwa N, Mohamed A, Abou-Rabii I, Zaghlan RA, Steier L. Longevity of self-etch dentin bonding adhesives compared to etch-and-rinse dentin bonding adhesives: a systematic review. *Journal of Evidence based dental practice* 2016;16(2):96-106.
86. <https://pocketdentistry.com/new-developments-in-dental-adhesion/>.
87. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dental Clinics of North America* 2007;51(3):643-58.
88. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift J, Edward J. Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry* 2010;22(6):412-19.
89. Ferracane JL, Stansbury J, Burke FJT. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation* 2011;38(4):295-314.
90. Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association* 2008;54(5).
91. Salza U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *Journal of Adhesive Dentistry* 2005;7(1).
92. Sensat ML, Brackett WW, Meinberg TA, Beatty MW. Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;88(1):50-53.
93. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. *Ankara, AÜ Basımevi* 2004:231-35.
94. KJ A. Phillip's science of dental materials. 11th. Maryland Heights, MO, USA: Saunders: Elsevier Inc 2003.

95. Gürdal P, Akdeniz BG, Hakan Sen B. The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *Journal of oral rehabilitation* 2002;29(9):895-901.
96. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America* 2007;51(2):453-71.
97. Berrong JM, Weed RM, Schwartz IS. Color stability of selected dual-cure composite resin cements. *Journal of Prosthodontics* 1993;2(1):24-27.
98. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2007;18(1):155-63.
99. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *The European Journal of Orthodontics* 1998;20(1):79-92.
100. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative dentistry* 2006;31(1):39-46.
101. Measurement THOS Roughness parameters Mean roughness. 2019. "<http://www.rubert.co.uk/faqs/roughness-parameters/>".
102. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2006.

103. Üşümez A, Aykent F. Farklı Asitler ve Er, Cr: YSGG Lazer Sistemi İle Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Uygulanan Porselen Laminate Veneerlerin Makaslama Bağlantılarının Karşılaştırılması. Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi 2003;9(1):1-8.
104. Ergün G, Yenisey M. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FGK) Sabit Protezlerin Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ile Değerlendirilmesi ve İçeriklerinin Element Analizlerinin (EDS) Yapılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2006;7(2):73-81.
105. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. The Journal of prosthetic dentistry 2005;93(3):253-59.
106. Donald AM. The use of environmental scanning electron microscopy for imaging wet and insulating materials. Nat Mater 2003;2(8):511-6.
107. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. Biotechnic & Histochemistry 2006;81(2-3):87-97.
108. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2000;15(3).
109. Goldstein JI, Newbury DE, Michael JR, et al. Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis: Springer; 2017.
110. Ozdemir G Sıvıların ıslatma yetenekleri ve temas açısı. "<https://inovatifkimyadergisi.com/sivilarin-islalma-yetenekleri-ve-temas-acisi>".

111. Sarbada S, Shin YC. Superhydrophobic contoured surfaces created on metal and polymer using a femtosecond laser. *Applied Surface Science* 2017;405:465-75.
112. Aydın AK, Terzioğlu H, Ulubayram K, et al. Wetting properties of saliva substitutes on acrylic resin. *International Journal of Prosthodontics* 1997;10(5).
113. Böhringer KF. Bounds on Contact Angle Hysteresis of Textured Super-Hydrophobic Surfaces.
114. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Surface energy of etched ceramic. *International Journal of Prosthodontics* 1999;12(5).
115. Mc Neill C. Fundamental occlusal therapy considerations science and practice of occlusion: Quintessence Publishing Co. Inc; 1997.
116. Site PS Stress & Strain. "<http://physicsnet.co.uk/a-level-physics-as-a2/materials/stress-strain/>".
117. Group P Mechanical properties. "<https://www.paroc.by/knowhow/mechanical-stability/mechanical-properties>".
118. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials* 2010;26(2):e100-e21.
119. Z. T. Dentin Bonding Sistemlerinin Makaslama Kuvvetlerine Dayanımlarının Farklı Uygulama Teknikleri Açısından İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul. 2009.
120. A. Nehir Ozden Fa. Bağlantı Ajanlarının Mine Ve Dentin Yüzeyindeki Makaslama Bağlantı Dirençlerinin Değerlendirilmesi. A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 2002;29:137-42.

121. Nikaido T, Cho E, Nakajima M, et al. Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. American journal of dentistry 2003;16:41A.
122. Küçük İ Çekme Deneyi. 2019. "<https://argevetasarim.com/cekme-deneyi/>".
123. Craig R, Powers J. Restorative dental materials, Mosby, St. Louis, Missouri, USA 2002:672-75.
124. Sim S, Quenneville E. Mach-1-3-point or 4-point Bending test. Paper presented at: Biomementum, 2016.
125. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. The Journal of prosthetic dentistry 2006;95(2):117-23.
126. Groover MP. Principles of modern manufacturing: SI version: John Wiley & Sons; 2014.
127. Buonocore M, Matsui A, Gwinnett A. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. Archives of oral biology 1968;13(1):61-IN20.
128. Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. The Journal of the Tennessee Dental Association 2013;93(2):18-23; quiz 23.
129. Saygili G, Şahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. Journal of oral rehabilitation 2003;30(7):758-64.

130. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005;26(7):507-13.
131. Andreatta Filho OD, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Leite FPP. Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *Journal of Applied Oral Science* 2003;11(1):61-67.
132. Guess PC, Selz CF, Steinhart Y-N, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *International Journal of Prosthodontics* 2013;26(1).
133. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental materials* 2011;27(6):527-34.
134. Emsermann I, Eggmann F, Krastl G, Weiger R, Amato J. Influence of pretreatment methods on the adhesion of composite and polymer infiltrated ceramic CAD-CAM blocks. *J. Adhes. Dent* 2019;21(5):433-43.
135. 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. *Journal of prosthodontic research* 2016;60(4):265-73.
136. Takahashi N, Yabuki C, Kurokawa H, et al. Influence of surface treatment on bonding of resin luting cement to CAD/CAM composite blocks. *Dental Materials Journal* 2020;39(5):834-43.
137. Kilinc H, Sanal FA, Turgut S. Shear bond strengths of aged and non-aged CAD/CAM materials after different surface treatments. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 2020;12(5):273.

138. El-Damanhoury HM, Elsahn NA, Sheela S, Gaintantzopoulou MD. Adhesive luting to hybrid ceramic and resin composite CAD/CAM Blocks: Er: YAG Laser versus chemical etching and micro-abrasion pretreatment. *Journal of Prosthodontic Research* 2020;JPOR_2020_50.
139. Niizuma Y, Kobayashi M, Toyama T, Manabe A. Effect of etching with low concentration hydrofluoric acid on the bond strength of CAD/CAM resin block. *Dental Materials Journal* 2020:2018-398.
140. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007;28(32):4845-69.
141. Zhao Y, Wong HM, Wang W, et al. Cytocompatibility, osseointegration, and bioactivity of three-dimensional porous and nanostructured network on polyetheretherketone. *Biomaterials* 2013;34(37):9264-77.
142. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, et al. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials* 2014;30(8):e209-e15.
143. Henriques B, Fabris D, Mesquita-Guimarães J, et al. Influence of laser structuring of PEEK, PEEK-GF30 and PEEK-CF30 surfaces on the shear bond strength to a resin cement. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2018;84:225-34.
144. Tsuka H, Morita K, Kato K, et al. Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *journal of prosthodontic research* 2019;63(1):52-57.

145. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, et al. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental materials* 2010;26(6):553-59.
146. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, et al. Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. *J Adhes Dent* 2014;16(5):465-72.
147. Schwitalla AD, Bötzel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller W-D. The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dental Materials* 2017;33(9):990-94.
148. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, Melo RMd, Bottino MA. Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. *Brazilian dental journal* 2016;27(6):693-99.
149. Labriaga W, Song S-Y, Park J-H, et al. Effect of non-thermal plasma on the shear bond strength of resin cements to Polyetherketoneketone (PEKK). *The journal of advanced prosthodontics* 2018;10(6):408.
150. Ouyang L, Zhao Y, Jin G, et al. Influence of sulfur content on bone formation and antibacterial ability of sulfonated PEEK. *Biomaterials* 2016;83:115-26.
151. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials* 2004;20(4):338-44.
152. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Şahin V, Yılmaz B, Kılıçarslan MA. Effect of various treatment modalities on surface characteristics and shear bond strengths of

- polyetheretherketone-based core materials. *Journal of Prosthodontics* 2020;29(2):136-41.
153. Gama LT, Duque TM, Özcan M, et al. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dental Materials* 2020;36(4):e93-e108.
154. Spyropoulos D, Kamposiora P, Zoidis P. The Effect of Surface Pretreatment and Water Storage on the Bonding Strength of a Resin Composite Cement to Modified PEEK. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2020.
155. Alp G, Subaşı MG, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of different resin cements and surface treatments on the shear bond strength of ceramic-glass polymer materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2018;120(3):454-61.
156. Barutcigil K, Barutcigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Buyukkaplan US. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(1):71-78.
157. Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. An in vitro evaluation of the effect of various adhesives and surface treatments on bond strength of resin cement to polyetheretherketone. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(1):e342-e49.
158. de Lucena Pereira L, Campos F, Dal Pivac AMdO, et al. Can application of universal primers alone be a substitute for airborne-particle abrasion to improve adhesion of resin cement to zirconia? *J Adhes Dent* 2015;17:169-74.
159. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clinical oral investigations* 2015;19(3):739-44.

160. Bötzel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller W-D, Schwitalla AD. Influence of different low-pressure plasma process parameters on shear bond strength between veneering composites and PEEK materials. *Dental Materials* 2018;34(9):e246-e54.
161. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical oral investigations* 2014;18(1):163-70.
162. Lümke N, Strickstock M, Eichberger M, Zylla I-M, Stawarczyk B. Impact of air-abrasion pressure and adhesive systems on bonding parameters for polyetheretherketone dental restorations. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2018;80:30-38.
163. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of prosthetic dentistry* 2015;113(6):534-40.
164. Akkan C, Hammadeh M, Brück S, et al. Plasma and short pulse laser treatment of medical grade PEEK surfaces for controlled wetting. *Materials Letters* 2013;109:261-64.
165. Silva PNFd, Martinelli-Lobo CM, Bottino MA, Melo RMd, Valandro LF. Bond strength between a polymer-infiltrated ceramic network and a composite for repair: effect of several ceramic surface treatments. *Brazilian oral research* 2018;32.
166. Duke ES. Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am* 1993;37(3):329-40.

167. Erdemir U, Sancakli HS, Sancakli E, et al. Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced CAD/CAM ceramic material. *The journal of advanced prosthodontics* 2014;6(6):434-43.
168. Addison O, Marquis P, Fleming G. Quantifying the strength of a resin-coated dental ceramic. *Journal of dental research* 2008;87(6):542-47.
169. Peumans M, Voet M, De Munck J, et al. Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clinical oral investigations* 2013;17(3):739-50.
170. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research* 2005;84(2):118-32.
171. Schmidlin PR, Eichberger M, Stawarczyk B. Glycine: A potential coupling agent to bond to helium plasma treated PEEK? *Dental Materials* 2016;32(2):305-10.
172. Song C-H, Choi J-W, Jeon Y-C, et al. Comparison of the microtensile bond strength of a polyetherketoneketone (PEKK) tooth post cemented with various surface treatments and various resin cements. *Materials* 2018;11(6):916.
173. Ustun S, Ayaz EA. Effect of different cement systems and aging on the bond strength of chairside CAD-CAM ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry* 2020.
174. Rueggeberg F, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operative Dentistry* 1993;18(2):48-55.

175. Shade A, Wajdowicz M, Bailey C, Vandewalle K. The effect of simplified adhesives on the bond strength to dentin of dual-cure resin cements. *Operative dentistry* 2014;39(6):627-36.
176. Ahmet O, Egilmez F, Ergun G, Nagas C. Surface treatment effects on bond strength of CAD/CAM fabricated posts to root canal dentin. *American journal of dentistry* 2019;32(3):113-17.
177. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials* 2010;26(2):e38-e49.
178. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental materials* 2010;26(2):e50-e62.
179. Mason P, Ferrari M, Cagidiaco M, Davidson C. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of dentistry* 1996;24(3):217-22.
180. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials* 1995;11(2):117-25.
181. Leinfelder KF. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dental Clinics of North America* 2001;45(1):1-6.
182. Shahdad S, Kennedy J. Bond strength of repaired anterior composite resins: an it>/it> study. *Journal of dentistry* 1998;26(8):685-94.
183. Standardization IOf. *Dental Materials-Testing of Adhesion to Tooth Structure: International Organisation for Standardization*; 2003.

184. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental materials journal* 2015;34(2):161-67.
185. Campos F, Almeida C, Rippe M, et al. Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Operative dentistry* 2016;41(2):171-78.
186. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;92(3):265-73.
187. Pameijer CH, Jefferies SR. Retentive properties and film thickness of 18 luting agents and systems. *General dentistry* 1996;44(6):524-30.
188. Turker N, Buyukkaplan UŞ, Başar EK, Özarslan MM. The effects of different surface treatments on the shear bond strengths of two dual-cure resin cements to CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 2020;12(4):189.
189. Tekçe N, Tuncer S, Demirci M, Kara D, Baydemir C. Microtensile Bond Strength of CAD/CAM Resin Blocks to Dual-Cure Adhesive Cement: The Effect of Different Sandblasting Procedures. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(2):e485-e90.
190. Jahandideh Y, Falahchai M, Pourkhalili H. Effect of Surface Treatment With Er: YAG and CO2 Lasers on Shear Bond Strength of Polyether Ether Ketone to Composite Resin Veneers. *Journal of lasers in medical sciences* 2020;11(2):153.
191. Kurahashi K, Matsuda T, Ishida Y, Ichikawa T. Effect of Surface Treatments on Shear Bond Strength of Polyetheretherketone to Autopolymerizing Resin. *Dentistry journal* 2019;7(3):82.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı : Büşra Tosun Doğum tarihi : 08.09.1986 Doğum yeri : Erzurum Medeni hali : Evli Uyruğu : T.C. Adres : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı 25240 ERZURUM Tel : 0442 231 17 36 Faks : 0442 236 09 45 E-mail : dtbusra86@hotmail.com
Eğitim
Lise : Erzurum Anadolu Lisesi (2004) Lisans : Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2005-2010) Uzmanlık : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2017-2021)
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce : Orta üstü seviyede (86.25, YÖKDİL, 2020)

EK-2. Etik Kurul Onay Formu

T.C. ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI ETİK KURULU	
Oturum Tarihi: 24/03/2020 Oturum Sayısı: 02/ 2020	
KARAR	
SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU Arş. Gör. Büşra TOSUN
Araştırmanın Açık Adı	<i>Polimer İçerikli CAD/CAM Materyallerinin Rezin Simanla Bağlantısı Üzerinde Yüzey İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi ve Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü ile Temas Açısının Karşılaştırılması</i>
Karar No	05.
Alınan Karar	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'nun danışmanlığında Arş. Gör. Büşra TOSUN'un hazırladığı " <i>Polimer İçerikli CAD/CAM Materyallerinin Rezin Simanla Bağlantısı Üzerinde Yüzey İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi ve Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü ile Temas Açısının Karşılaştırılması</i> " konulu Uzmanlık Tezinin Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcut oybirliği ile karar verildi.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nilgün SEVEN
ÜYE (Katılmadı)

Prof. Dr. Recep ORBAK
ÜYE

Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
ÜYE

Prof. Dr. Ümit ERTAŞ
ÜYE

EK-3. Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Protokolü