



**YÜKSEK PERFORMANSLI POLİMERLERİN KOMPOZİT
REZİNLE BAĞLANTISINA YÜZEY İŞLEMLERİ İLE
TERMAL YAŞLANDIRMANIN ETKİSİNİN İNCELENMESİ
VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜYLE TEMAS AÇISININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Sebahat FINDIK AYDINER
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

Doktora Tezi-2023



SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Graduate School of Health Sciences

**YÜKSEK PERFORMANSLI POLİMERLERİN
KOMPOZİT REZİNLE BAĞLANTISINA YÜZEY
İŞLEMLERİ İLE TERMAL YAŞLANDIRMANIN
ETKİSİNİN İNCELENMESİ VE YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜYLE TEMAS AÇISININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Sebahat FINDIK AYDINER

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL**

**ERZURUM
2023**

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	X
TABLolar DİZİNİ	XIV
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Polimerin Tanımı	4
2.2. Polimerlerin Yapısı	4
2.2.1. Polieter Eter Ketonun Yapısı ve Genel Özellikleri.....	5
2.2.2. Polieter Keton Ketonun Yapısı ve Genel Özellikleri.....	7
2.3. PEEK ve PEKK Polimerlerinin Medikal Kullanım Alanları.....	7
2.4. PEEK ve PEKK Polimerlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları	8
2.4.1. PEEK ve PEKK Polimerlerinin İmplant Materyali Olarak Kullanımı	8
2.4.2. PEEK ve PEKK Polimerlerinin Protetik Diş Tedavisinde Kullanımı	10
2.4.2.1. İmplant Abutmenti Olarak Kullanımı	10
2.4.2.2. Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı	10
2.4.2.3. Post ve Endokron Materyali Olarak Kullanımı	11
2.4.2.4. Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı	11
2.5. Polimerlere Uygulanan Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri	13
2.5.1. Asit ile Pürüzlendirme	14
2.5.2. Alüminyum Oksit Partikülleri ile Pürüzlendirme	15

2.5.3. Tribokimyasal Kuşlama İşlemi ile Pürüzlendirme	15
2.5.4. Plazma ile Pürüzlendirme	16
2.5.5. Lazer ile Pürüzlendirme	16
2.5.5.1. Yüzey Pürüzlendirme İşleminde Kullanılan Lazerler ve Genel Özellikleri	18
2.5.6. Dental Adezivler	20
2.5.6.1. Adezivlerin İçerdiği Rezin Monomerler	20
2.6. Kompozit Rezinler	21
2.6.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	22
2.6.1.1. Organik Rezin Matrisi	22
2.6.1.2. İnorganik Doldurucu Partiküller	23
2.6.1.3. Ara Bağlayıcılar	24
2.6.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	24
2.6.2.1. İndirekt Kompozit Rezinler	25
2.7. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi	26
2.7.1. Profilometre Analizi	26
2.7.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu	27
2.7.3. Taramalı Elektron Mikroskobu	27
2.8. Temas Açısı Ölçüm Yöntemleri	28
2.8.1. Sessile Drop Tekniğı	28
2.8.2. Wilhelmy Tekniğı	28
2.9. Adezyonun Değerlendirilmesi	28
2.9.1. Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Testi)	29
2.9.2. Çekme Testi (Tensile Strength Testi)	30
2.9.3. Mikro-Çekme Testi (Micro Tensile Strenght Testi)	30
2.10. Ağız İçi Koşulları Taklit Etme Yöntemleri	30

2.10.1. Termal Yaşlandırma Yöntemi	31
2.10.2. Bekletme ile Yaşlandırma Yöntemi.....	31
2.10.3. Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma Yöntemi.....	31
2.10.4. Çiğneme Simülatörü ile Yaşlandırma Yöntemi.....	31
3. MATERYAL VE METOT.....	32
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	34
3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	36
3.2.1. Kontrol Grubu (Grup 1).....	38
3.2.2. Asit Uygulanması (Grup 2).....	38
3.2.3. Tribokimyasal Kuşlama İşleminin Uygulanması (Grup 3).....	39
3.2.4. Nd: YAG Lazer Uygulanması (Grup 4)	40
3.2.5. Er: YAG Lazer Uygulanması (Grup 5).....	41
3.3. Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi	42
3.4. Temas Açılarının Değerlendirilmesi.....	43
3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi.....	43
3.6. Adeziv Ajan Uygulanması.....	44
3.7. Kompozit Rezın Uygulanması.....	45
3.8. Termal Yaşlandırma İşleminin Uygulanması	48
3.9. Örneklerin Akırlık Rezine Yerleştirilmesi.....	50
3.10. Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması	51
3.11. İstatistiksel Değerlendirme	52
4. BULGULAR.....	53
4.1. Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirilmesi	53
4.2. Temas Açısı Verilerinin Değerlendirilmesi	58
4.3. SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi.....	65

4.4. Bağlanma Dayanımı Verilerinin Değerlendirilmesi	71
4.5. Korelasyon Analizi Bulgularının Değerlendirilmesi	75
4.5.1. PEEK Materyalinden Hazırlanan Örneklerin Korelasyon Analizi Bulgularının Değerlendirilmesi.....	76
4.5.2. PEKK Materyalinden Hazırlanan Örneklerin Korelasyon Analizi Bulgularının Değerlendirilmesi.....	78
5. TARTIŞMA.....	81
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	110
KAYNAKLAR	112
EKLER	141
EK-1. ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU	141
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU	142

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimi süresince ve tez çalışmamda üstün sabrıyla, yardım ve katkıları benden esirgemeyen, bilgi birikimi ve engin tecrübesiyle yol gösteren tez danışmanım ve değerli hocam Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL'e,

Bu tez çalışmasını TDK-2022-10395 proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne, doktora eğitimim sürecince bilimsel ve akademik alanda yetişmemde büyük katkıları olan değerli öğretim üyeleri Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU' na, Prof. Dr. Funda BAYINDIR' a, Prof. Dr. Ahmet Berhan YILMAZ' a, Doç. Dr. Esra KUL' a, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR' e, Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN' a, Doç. Dr. Mustafa GÜNDOĞDU' ya, Dr. Öğretim Üyesi Ersoy SAKARYA' ya, ve Dr. Öğretim Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ' e, bu süre boyunca yardımlarını esirgemeyen birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm mesai arkadaşlarıma ve personele, eğitim sürecim boyunca olduğu gibi hayatımın her anında bana destek olan ve üzerimde sonsuz emeği bulunan annem, babam, ablam ve abime, beni her daim anlayışla karşılayan en büyük destekçim sevgili eşime ve vaktini çaldığım canım oğluma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Sebahat FINDIK AYDINER

ÖZET

Yüksek Performanslı Polimerlerin Kompozit Rezine Bağlantısına Yüzey İşlemleri ile Termal Yaşlandırmanın Etkisinin İncelenmesi ve Yüzey Pürüzlülüğüyle Temas Açısının Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışma, yüksek performanslı polimerlerle kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımına farklı yüzey ile termal yaşlandırma işlemlerinin etkisinin incelenmesi, bağlanma dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi amacıyla yapıldı.

Materyal ve Metot: İki farklı yüksek performanslı polimerden (polieter eter keton ve polieter keton keton) 7x7x2 mm boyutlarında toplam 170 adet örnek hazırlandı. Örneklerin yüzeylerine 110 µm boyutlarında alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi uygulandı. Kendi içinde rastgele beş gruba (kontrol, hidroflorik asit, tribokimyasal kumlama, Nd: YAG lazer, Er: YAG lazer) ayrılarak numaralandırılan örneklerin yüzey pürüzlülüğü ile temas açısı ölçümleri yapıldı. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) görüntüleri alındı. Adeziv ajandan sonra kompozit rezin uygulanarak polimerize edildi. 37 °C’de distile suda 24 saat bekletilen örneklerin yarısına 5000 döngü termal yaşlandırma işlemi uygulandı. Örneklerin bağlanma dayanımları tespit edildi. Veriler IBM SPSS V23 programı ile analiz edildi. Elde edilen verilerin değerlendirilmesinde varyans analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile incelendi. Bağlanma dayanımı, pürüzlülük ve temas açısı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde Pearson korelasyon katsayısı kullanıldı.

Bulgular: Bağlanma dayanımına; materyal farklılığının ve termal yaşlandırma işleminin etkisinin anlamsız ($p>0.05$), uygulanan yüzey işleminin anlamlı ($p<0.001$), materyal ile yüzey, materyal ile termal yaşlandırma işlemi etkileşimlerinin anlamlı ($p<0.01$) diğer etkileşimlerin anlamsız ($p>0.05$) olduğu istatistiksel olarak belirlendi. Pürüzlülük ile bağlanma dayanımı ($p=0.760$), temas açısı ile bağlanma dayanımı ($p=0.113$) arasında anlamlı bir ilişki saptanmadı. Temas açısı ile yüzey pürüzlülüğü arasında anlamlı bir ilişki ($p=0.027$) tespit edildi.

Sonuç: Termal yaşlandırma işlemi uygulanmayan PEEK materyalinden hazırlanan Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+ Er: YAG Lazer) örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildi.

Anahtar Kelimeler: Bağlantı, ıslanabilirlik, kompozit dental rezin, polieter eter keton, polieter keton keton

ABSTRACT

Effect of Surface Treatment With Thermal Aging on The Shear Bond Strength of Veneering Composite Resin to High Performance Polymers and Comparison of Surface Roughness and Contact Angle of Materials

Aim: This study investigated effects of thermal aging on bonding strength of a composite resin with different surface treatments to high-performance polymer materials, evaluating the relationship between bond strength, surface roughness, and contact angle.

Material and method: 170 samples sized 7x7x2mm were prepared from two high-performance polymers (PEEK, PEKK). Samples were sandblasted with 110 μ m aluminium oxide. Divided into 5 subgroups according to surface modification; control, hydrofluoric acid, tribochemical sandblasting, Nd:YAG laser, Er:YAG laser. Surface roughness and contact angle measurements with SEM analysis were performed. After applying adhesive agent, the composite resin was polymerized. All samples were soaked in distilled water at 37°C for 24 hours. Half were subjected to 5000 thermal aging cycles. Bond strength recorded in the Universal tester. Data was analysed with IBM-SPSS-V23 program. Conformity to normal distribution was evaluated using the Shapiro-Wilk test. Analysis of variance in obtained data provided the evaluation. Multiple comparisons were analysed with the Tukey-HSD test. The Pearson correlation coefficient was used in evaluating the relationship between bond strength, roughness, and contact angle.

Results: Material difference and thermal aging is insignificant ($p>0.05$). Applied surface treatment is significant ($p<0.001$). Material surface, material thermal aging process interactions are significant ($p<0.01$). Other interactions are insignificant ($p>0.05$) determined statistically. There weren't significant relationships between roughness and bond strength ($p=0.760$), contact angle and bond strength ($p=0.113$). A significant relationship ($p=0.027$) was found between contact angle and surface roughness.

Conclusion: The highest bond strengths were in Group 5 samples using PEEK material without thermal aging.

Key Words: Adhesion, composite dental resin, polyetheretherketone, polyetheretherketone, wettability

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
°	: Derece
°C	: Derece Santigrat (Sıcaklık)
10-MDP	: 10-Metakrilol Oksidesil Dihidrojen Fosfat
AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
Bis-DMA	: Bisfenol Dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol A Glisidilmetakrilat
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
cm²	: Santimetre kare
CO₂	: Karbondioksit
DMA	: Dimetakrilat
EGDMA	: Etilen Glikol Dimetakrilat
Er, Cr-YSGG	: Erbiyum, Krom YSGG
Er: YAG	: Erbiyum: İtiryum Alüminyum Garnet
Fs	: Femtosaniye
g/cm³	: Gram/Santimetreküp
GPa	: Giga Paskal
HEMA	: Hidroksietilmetakrilat
He-Ne	: Helyum-Neon
Ho-YAG	: Holmiyum-İtiryum Alüminyum Garnet
Hz	: Frekans
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu
KTP	: Potasyum Titanil Fosfat
MDP	: Metakriloksesil Dihidrojen Fosfat
mJ	: Milijoule
mL/ min	: Mililitre/dakika
mm/dk	: Milimetre/dakika
mm²	: Milimetre kare

mm³	: Milimetre küp
MMA	: Metil Metakrilat
MPa	: Mega Paskal
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
n	: Örnek Sayısı
N	: Newton
Nd: YAG	: Neodymium: İtiryum Alüminyum Garnet
nm	: Nanometre
p	: İstatistiksel anlamlılık değeri
PAEK	: Poliaril Eter Keton
PEEK	: Polieter Eter Keton
PEKK	: Polieter Keton Keton
Ra	: Aritmetik ortalama pürüzlülük değeri
Rmax	: Maksimum pürüzlülük derinliği
Rz	: Ortalama pürüzlülük derinliği
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
Tc	: Rekristalizasyon geçişi
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
Tf	: Akma sıcaklığı
Tg	: Camsı geçiş sıcaklığı
Tm	: Erime sıcaklığı
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
W	: Watt
γ-MPTS	: γ metakriloksipropiltrimetoksisilan
μL	: Mikrolitre
μm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Polimerlerin performans gelişim piramiti	4
Şekil 2.2. PEEK'in kimyasal yapısı.....	5
Şekil 2.3. PEKK'in kimyasal yapısı	7
Şekil 2.4. PEEK materyalinden hazırlanan hareketli bölümlü protez	11
Şekil 2.5. PEKK materyalinden hazırlanan implant üstü sabit protez altyapı.....	12
Şekil 3.1. Kazıma cihazı	34
Şekil 3.2. PEEK ve PEKK materyallerinden hazırlanan örnekler.....	35
Şekil 3.3. Örnek boyutlarının dijital kumpas ile ölçülmesi	35
Şekil 3.4. Oluşturulan gruplar ve uygulanan işlemlerin şematik gösterimi.....	36
Şekil 3.5. Kuşlama cihazı.....	37
Şekil 3.6. Ultrasonik temizleme cihazı	38
Şekil 3.7. Örnek yüzeylerine hidroflorik asit uygulanması	39
Şekil 3.8. Tribokimyasal kum.....	39
Şekil 3.9. Tribokimyasal kuşlama cihazı	39
Şekil 3.10. Tribokimyasal kuşlama işleminin uygulanması	40
Şekil 3.11. Nd: YAG lazer cihazı	40
Şekil 3.12. Nd: YAG lazer uygulanması	41
Şekil 3.13. Er: YAG lazer uygulanması	42
Şekil 3.14. Profilometre cihazı	42
Şekil 3.15. Optik tansiyometre cihazı.....	43
Şekil 3.16. SEM cihazı	44
Şekil 3.17. Visio. link adeziv ajan	44
Şekil 3.18. Bre.lux polimerizasyon ünitesi.....	45

Şekil 3.19. Silikon kalıp için oluşturulan negatif	45
Şekil 3.20. Şeffaf ölçü materyali ve silikon kalıp.....	46
Şekil 3.21. Kompozit rezin	46
Şekil 3.22. Kompozit rezinin örnek yüzeyine uygulanması için oluşturulan düzenek...	47
Şekil 3.23. Kullanılan ışık cihazı.....	47
Şekil 3.24. Kompozit rezin uygulanan PEEK ve PEKK örnekler	48
Şekil 3.25. Termal yaşlandırma cihazı	49
Şekil 3.26. Termal yaşlandırma işlemi uygulanan örnekler	49
Şekil 3.27. Akrilik rezine yerleştirmek için hazırlanan kalıplar.....	50
Şekil 3.28. Akrilik rezine yerleştirilen PEEK ve PEKK örnekler	50
Şekil 3.29. Örnekler kuvvet uygulanması.....	51
Şekil 4.1. Yüzey pürüzlülük değerlerinin grafiksel gösterimi.....	55
Şekil 4.2. Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) örneklerin profilometre görüntüsü, A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri.....	56
Şekil 4.3. Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) örneklerin profilometre görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri	56
Şekil 4.4. Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) örneklerin profilometre görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri.....	57
Şekil 4.5. Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Nd: YAG Lazer) örneklerin profilometre görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri.....	57
Şekil 4.6. Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Er: YAG Lazer) örneklerin profilometre görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri.....	58
Şekil 4.7. Temas açısı değerlerinin grafiksel gösterimi.....	62
Şekil 4.8. Grup 1 (Kontrol Grubu: Alüminyum Oksit Kuşlama) örneklerin temas açısı görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri	63

Şekil 4.9. Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) örneklerin temas açısı görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri.....	63
Şekil 4.10. Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örneklerin temas açısı görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri	64
Şekil 4.11. Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) örneklerin temas açısı görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri	64
Şekil 4.12. Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama + Er: YAG Lazer) örneklerin temas açısı görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri	65
Şekil 4.13. Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000 büyütme, C.x5000	65
Şekil 4.14. Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000	66
Şekil 4.15. Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000	67
Şekil 4.16. Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000	67
Şekil 4.17. Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000	68
Şekil 4.18. Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) PEKK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000	68
Şekil 4.19. Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) PEKK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000	69
Şekil 4.20. Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) PEKK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000	69

Şekil 4.21. Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) PEKK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000	70
Şekil 4.22. Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) PEKK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000	70
Şekil 4.23. Bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi	75



TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller	32
Tablo 3.2. Araştırmada kullanılan cihazlar	33
Tablo 3.3. Nd: YAG ve Er: YAG lazer cihazlarında kullanılan parametreler	41
Tablo 4.1. Yüzey pürüzlülük değerlerinin varyans analiz sonuçları.....	53
Tablo 4.2. Yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalama (μm), standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	54
Tablo 4.3. Temas açısı değerlerinin varyans analiz sonuçları	58
Tablo 4.4. Temas açısı değerlerinin ortalama ($^{\circ}$), standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	60
Tablo 4.5. Bağlanma dayanımı değerlerinin varyans analiz sonuçları	71
Tablo 4.6. Bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama (MPa), standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	72
Tablo 4.7. Korelasyon analizi sonuçları.....	75
Tablo 4.8. PEEK materyalinden hazırlanan örneklerin korelasyon analizi sonuçları....	77
Tablo 4.9. PEKK materyalinden hazırlanan örneklerin korelasyon analizi sonuçları ...	79

1. GİRİŞ

Sabit protetik restorasyonlarda metal destekli porselenlerin uzun yıllardır yaygın bir şekilde kullanılmasına karşın, metalin renginin yansımaları gibi estetik sakıncalarının yanı sıra, ağız ortamında korozyona uğraması ve alerjik reaksiyonlara neden olması, termal genişleme farklılıkları sebebiyle ortaya çıkabilecek bağlanma sorunlarının varlığı gibi dezavantajları klinisyenleri yeni arayışlara yönlendirmiştir (Gökçe ve Beydemir, 2002).

Yüksek performanslı polimerler, mekanik özelliklerinin iyi olması ve metalik olmayan görüntüleri sebebiyle metallere alternatif altyapı materyali olarak kullanılmaya başlanmışlardır (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013). Yüksek performanslı polimer ailesinden olan poliaril eter ketonlar (PAEK) ortopedi ve beyin cerrahisi alanlarında en çok tercih edilen polimerlerdir (Kurtz ve Devine, 2007).

Yüksek performanslı polimerler sınıfındaki PAEK ailesinin, şokları absorbe etmesi, yüksek kırılma direnci göstermesi, biyouyumlu olup, metal içermemesi, karşıt dişlerde aşınmaya neden olmaması, kemiğe yakın elastik modülü, ağız içinde iyon ve renk değişimi göstermemesi gibi özellikleri nedeniyle popüleritesi günden güne artmaktadır (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013; Bechir ve ark., 2016; Zoidis, Bakiri ve Polyzois, 2017; Bathala ve ark., 2019).

PAEK ailesinin; polieter eter keton (PEEK) ve polieter keton keton (PEKK) olmak üzere diş hekimliğinde kullanılan iki farklı formu bulunmaktadır. PEKK, polimer performans gelişimi piramidinin en üst basamağında yer almaktadır. İkinci keton grubuna sahip olan PEKK'in, PEEK materyaline oranla erime derecesi daha yüksek olup, %80 daha fazla baskı dayanıklılığı, kemiğe benzer elastik modül, kolay polisajlanabilme, daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler gösterme gibi avantajları bulunmaktadır (Kurtz ve Devine, 2007; Labriaga ve ark., 2018; Kewekordes ve ark., 2018; Klur ve ark., 2019).

Sabit ve hareketli bölümlü protezlerde altyapı materyali olarak kullanılan PEEK ve PEKK, dental implant ve implant abutmentı olarak da diş hekimliğinde kullanılmaktadır (Kern ve Lehmann, 2012; Schwitalla ve Müller, 2013; Stawarczyk, Jordan, ve ark., 2014; Stawarczyk, Eichberger, ve ark., 2015; Zoidis, Bakiri ve Polyzois, 2017).

Sabit protetik restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanıldıklarında grimsi, beyaz opak renklerinden dolayı estetik beklentileri karşılayamadıklarından kompozit rezin ile kaplanmaları gerekir (Stawarczyk, Jordan, ve ark., 2014).

Restorasyonların uzun süre başarılı bir şekilde kullanılabilmesi, polimer ile kompozit rezin arasındaki bağlanmaya bağlıdır (Piwowarczyk ve ark., 2004). Bunun için kompozit ile PEEK ve PEKK arasında yeterli bağlanmanın elde edilmesini zorlaştıran düşük yüzey enerjisinin artırılması gerekir (Ma ve Tang, 2014; Taufall ve ark., 2016; Lee, Shin, Lee, ve ark., 2017).

PEEK ve PEKK polimerlerinin yüzey pürüzlülüğünü arttırmaya yönelik çeşitli yüzey işlemleri yapılmıştır. Bağlanmanın güçlendirilmesi için; polimerin yüzeyine sülfürik asit ve hidrojen peroksit uygulanmış, PEEK yüzeyinde sülfürik asit uygulanmasının etkili olduğu belirlenmiştir (Stawarczyk, Bähr, ve ark., 2014; Stawarczyk, Jordan, ve ark., 2014). Alüminyum oksit ve silika kaplı alüminyum oksit partikülleriyle yüzeye püskürtme işlemi uygulandığında kompozit rezin ile polimer arasındaki bağlanmanın arttığı tespit edilmiştir (Stawarczyk, Bähr, ve ark., 2014; Stawarczyk, Jordan, ve ark., 2014).

Yüzeye uygulanan bu işlemler dışında çeşitli adeziv sistemler kullanılarak bağlanmanın güçlendirilmesi hedeflenmiştir. Yapılan çalışmalar da yüksek bağlanma dayanım değerleri özellikle metil metakrilat (MMA) ve metakriloksidesil dihidrojen

fosfat (MDP) içerikli doldurucusuz primerlar kullanılarak elde edilmiştir (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013).

PEEK ve PEKK'in diş hekimliğinde kullanılan yeni materyaller olması nedeniyle yüzey işlemleri ile yüzeydeki değişimlerin ıslanabilirlik ve pürüzlülük üzerine etkileri, kompozit rezinle olan bağlanması ve oral ortamdan bu bağlanmanın nasıl etkileneceği tam olarak bilinmemektedir. Bu çalışma, yüksek performanslı polimerlerle kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımına farklı yüzey ile termal yaşlandırma işlemlerinin etkisinin incelenmesi, bağlanma dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi amacıyla yapılmıştır.

Bu çalışmanın H0 hipotezi; materyallere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülük değerlerini arttıracığı, temas açısı değerlerini düşüreceği,

H1 hipotezi; yüzey pürüzlülüğü, temas açısı ve bağlanma dayanımı arasında anlamlı bir ilişki olacağı,

H2 hipotezi; termal yaşlandırma işleminin bağlanma dayanımını azaltacağı şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerin Tanımı

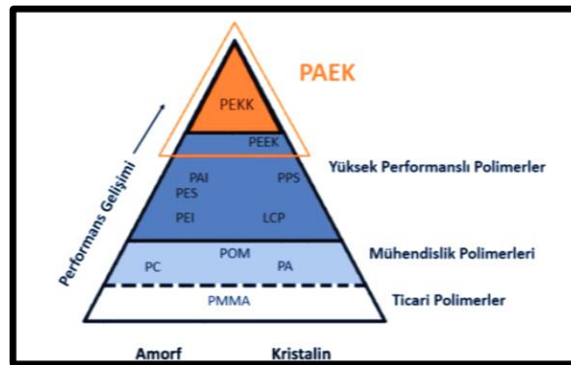
Monomer olarak bilinen basit moleküllerin kimyasal bağlar yaparak birleşmesi sonucu oluşturduğu yüksek molekül ağırlıklı maddeler ‘Polimer’ olarak tanımlanır. Polimer çok sayıda küçük ve tekrarlayan birimden oluşan makromoleküldür. Tek tip monomerlerden oluşan polimere homopolimer, iki veya daha fazla farklı monomer içeren polimere kopolimer denir. PEEK ve PEKK lineer homopolimerlerdir (Kurtz, 2019, s.4).

2.2. Polimerlerin Yapısı

Polimerler, doğrusal ya da dallanmış şekilde olabilir. Polimerin içeriği ve uzunluğu belirleyici özellikleridir. Bu belirleyici özellikler ile sıcaklık karşısındaki davranışları, polimerin kimyasal yapısı ve bileşiminden etkilenir (Kurtz, 2019, s.4).

Kristalin ve amorf yapıda olan polimerler; mühendislik, ticari ve yüksek performanslı polimerler olarak sınıflandırılırlar (Shetty ve ark., 2018).

Yüksek performanslı polimerler grubunda olan PAEK ailesinin iki farklı türü olan polieter eter keton ve polieter keton keton diş hekimliği uygulamalarında kullanılmaktadır (Şekil 2.1.) (Bonner, 1962; Shetty ve ark., 2018).



Şekil 2.1. Polimerlerin performans gelişim piramidi

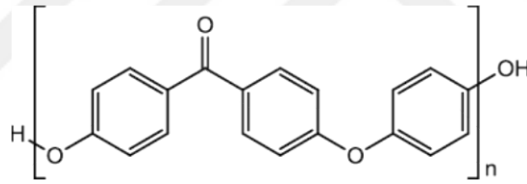
Polimerlerin yoğunluğu metallere göre daha düşüktür. Ağırlıklarına göre daha yüksek dayanım gücüne sahip ve ekonomiktir. Seramiklere oranla yumuşak olup karşıt

dişi daha az aşındırırlar. Bitirme ve cilalama işlemleri kolay yapılır (Coldea ve ark., 2013).

2.2.1. Polieter Eter Ketonun Yapısı ve Genel Özellikleri

Poliaril eter ketonlardan yüksek performanslı PEEK polimerinin ilk kez üretimi Bonner isimli araştırmacı tarafından 1962 yılında yapılmıştır. Kimyasal adı ‘oksi-1.4-fenilen-oksi-1.4-fenilen-karbonil- 1.4-fenilen’ dir (Kumar ve ark., 2018).

PEEK, tekrar eden iki eter ve bir keton fonksiyonel gruplarının birbirine bağlanarak oluşturduğu üçlü aromatik halkadan oluşan, termoplastik ve semikristalin, yüksek performanslı bir polimerdir (şekil 2.2) (Yang ve ark., 2017). Yoğunluğu 1.3-1.5 g/cm³ tür. Yapısındaki aromatik halka sayesinde mekanik kuvvetlere, termal ve oksidatif etkilere karşı dayanıklı hale gelmiştir (Stawarczyk, Keul, ve ark., 2013; Stawarczyk, Bähr, ve ark., 2014; Silthampitag ve ark., 2016; Kurtz, 2019, s.53).



şekil 2.2. PEEK’in kimyasal yapısı

Keton ve eter monomerleri, bis fenolat dialkilizasyon reaksiyonuyla polieter eter keton haline gelir. PEEK materyalinin sentezlenmesi, 300 °C’ de gerçekleşir. Yarı kristal yapıda olan PEEK materyalinin erime derecesi 335 °C’ dir. Erime derecesi yüksek olduğundan ısıya karşı dayanıklı olup, farklı sterilizasyon yöntemleri ile steril edilebilir. PEEK’ in camsı geçiş sıcaklığı (T_g=143 °C), akma sıcaklığı (T_f=390°C), erime sıcaklığı (T_m=343°C) ve rekristalizasyon geçişi (T_c) olmak üzere dört önemli termal değişim noktası bulunmaktadır (Kurtz ve Devine, 2007; Kurtz, 2019, s.44-56).

Materyali oluşturan kristallerin kalınlığı ile erime derecesi (T_m) arasında doğru orantı vardır. PEEK kristallerinin kalınlığı arttıka erime derecesi yükselir. Erime

derecesinin üzerine çıkıldığında materyalin sıvı hale dönüşmesi için gereken ısı akma sıcaklığı olup PEEK için 390°C civarındadır. Maddenin camsı özelliklerini kaybederek, viskoz özellikler kazanmaya başladığı sıcaklık sınırı camsı geçiş sıcaklığıdır ve erime derecesinden daha düşüktür. PEEK materyali camsı faza yaklaşık olarak 143 °C’de geçiş yapar. PEEK materyali oda ve vücut sıcaklığında camsı geçiş sıcaklığının altında bulunur, bu durum camsı polimerlere göre daha akıcı bir özellik kazandırır. Bu özelliğinden dolayı % 10-60 arasında uzama üretim şekline ve test koşullarına bağlı olarak görülebilir. PEEK materyalinin üretim aşamasında uygulanan ısı işlemler camsı geçiş sıcaklığının üzerindedir. Sıcaklık hızlı bir şekilde arttırılacak olursa kristaller yeniden meydana gelecektir. Bu duruma rekristalizasyon fazı veya geçişi (Tc) denir (Kewekordes ve ark., 2018). Termal özellikleri sebebiyle PEEK insan vücudunda stabildir (Fan ve ark., 2004). PEEK materyali kararlı olup, üstün fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir (Eschbach, 2000; Kurtz ve Devine, 2007). Yüksek sıcaklıklarda bile aşınmaya karşı dayanıklıdır (Eschbach, 2000). İnsan kortikal kemiğine yakın mekanik özelliklere ve elastik modüle sahiptir (Steinberg ve ark., 2013; Ma ve Tang, 2014).

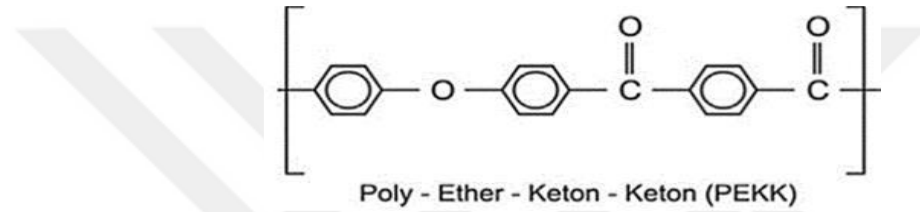
Hafif ve korozyon miktarının düşük olması, metal iyon salınımının olmaması, bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme yöntemlerinde artefakt oluşmaması PEEK’in metallerden üstün özellikleridir (Neumann ve ark., 2014). Yapılan *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarda toksik ve mutajenik etkilere sebep olmadığı ve biyoyumlu olduğu belirlenmiştir. Klinik kullanım sırasında anlamlı bir alerjik reaksiyona rastlanmamıştır (Nieminen ve ark., 2008).

PEEK kimyasal olarak stabil yani inert bir materyaldir. Birçok organik ve inorganik kimyasal maddeye karşı dayanıklı olup suda çözünmez (Zoidis ve Papathanasiou, 2016). Mükemmel elektriksel yalıtım ve yüksek yorgunluk direncine sahip olduğundan mühendislik uygulamaları, havacılık, elektronik, otomotiv, tıbbi

ekipman, petrol, gıda ve kimya endüstrisinde kullanılmaktadır (Neumann ve ark., 2014; Zhou ve ark., 2014).

2.2.2. Polieter Keton Ketonun Yapısı ve Genel Özellikleri

Polieter keton keton PEEK gibi poliaril eter keton (PAEK) ailesinden dış hekimliği uygulamaları için özel olarak geliştirilmiş yüksek performanslı termoplastik bir polimerdir (Sakihara ve ark., 2019). Sahip olduğu ikinci keton grubundan dolayı, mekanik ve fiziksel özellikleri PEEK materyalinden daha iyidir (Şekil 2.3) (Fuhrmann ve ark., 2014).



Şekil 2.3. PEKK'in kimyasal yapısı

Daha katı polimer zincirlerine sahip olduğundan erime sıcaklığı yüksektir. Baskı dayanıklılığı PEEK' ten % 80 daha fazladır (Kurtz ve Devine, 2007; Fuhrmann ve ark., 2014; Kewekordes ve ark., 2018; Labriaga ve ark., 2018; Klur ve ark., 2019;). Yüksek oranda biyostabildir, elastisite modülünün kemiğe yakın ve cilalanmasının kolay olması gibi avantajları bulunmaktadır (Kewekordes ve ark., 2018; Sakihara ve ark., 2019).

Semikristalin, doğrusal yapıdaki PEKK materyalinin; kristalin ve amorf olmak üzere iki farklı formu bulunmaktadır. Kristalin formdaki PEKK' in mekanik özellikleri, kimyasal direnci ve sertliği, amorf formdaki PEKK' e göre daha iyi olup sabit protezlerde kullanımı tercih edilmektedir. Amorf formdaki PEKK esnektir ve üretimi daha kolaydır. Bu sebeple hareketli protezlerde kullanımı önerilmektedir (Fuhrmann ve ark., 2014).

2.3. PEEK ve PEKK Polimerlerinin Medikal Kullanım Alanları

Tıp alanında PEEK, ortopedi ve travmatolojide metal implantların yerine güvenle kullanılabilir (Akhavan ve ark., 2006; Bruner ve ark., 2010; Monich ve ark.,

2017). Kraniofasial deformitelerde greft materyallerine iyi bir alternatif olarak kabul edilmektedir (Cho ve ark., 2004; Lethaus ve ark., 2012).

Ortopedik uygulamalarda, PEKK'in yüzeyinde PEEK polimerine göre % 37 daha az Staphylococcus epidermidisin tutunduğu gözlenmiştir. PEEK materyalinde, PEKK materyaline oranla pseudomonas aeruginosa'nın % 50 daha fazla çoğaldığı belirlenmiştir (Sorte ve ark., 2017; Wang ve ark., 2017). Bir çalışmada polisulfon kompozit rezinler ile karşılaştırma yapılmış ve PEKK'de daha az inflamatuvar cevap olduğu saptanmıştır (Moore ve ark., 1997).

2.4. PEEK ve PEKK Polimerlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

PAEK polimerleri diş hekimliğinde; sabit protezlerde altyapı olarak, implant materyali, implant destekli bar, geçici abutment, hareketli protezlerde ana bağlayıcı ile kroşe ve diğer komponentlerin yapımında kullanılır (Sarot ve ark., 2010; Schwitalla ve Müller, 2013; Sproesser ve ark., 2014; Stawarczyk, Jordan, ve ark., 2014; Stawarczyk, Thrun, ve ark., 2015; Zoidis ve ark., 2016; Najeeb ve ark., 2016). Biyouyumlu olması, şok absorbe edici özelliği, karşıt arktaki dişlerde aşınmaya sebep olmaması, kabul edilebilir estetik görünüm, yüksek kırılma direnci, metal içermemesi, ağız koşullarında renk ve iyon değişimi göstermemesi gibi özellikleri ile diş hekimliğinde, metalik malzemelere ve diğer polimer materyallere tercih edilir. Ayrıca diğer polimerlere göre daha dayanıklıdır (Eschbach, 2000; Bassi ve ark., 2016).

2.4.1. PEEK ve PEKK Polimerlerinin İmplant Materyali Olarak Kullanımı

Dental implantların yapımında, çoğunlukla, titanyum malzemeler kullanılır. Yüksek biyouyumluluğa, mekanik ve fizikokimyasal özelliklere sahip olmalarına karşın titanyum alaşımlarının elastik modülü (110 GPa) kortikal kemikten (14 GPa) önemli ölçüde daha fazladır. Bu durum özellikle çiğneme sırasında alveol kemiği üzerinde aşırı

yük birikmesine bağlı stres kırıklarına, kemik rezorpsiyonuna ve implant kırılmasına sebep olabilir (Hahnel ve ark., 2015).

İnce dişeti fenotipine sahip bireylerde titanyum implantlarda görülebilen metal yansıması ön bölgede büyük bir estetik dezavantaj oluşturur. Ayrıca metal alerjisi olan bireylerde titanyum implantlar dışında alternatif materyallere ihtiyaç duyulmuş ve zirkonyum implantlar üretilmiştir. Ancak zirkonyumun yüksek elastik modüle sahip olması nedeniyle vücut ısısının üzerinde bir ısıya maruz kaldığında kırılmalar olabilmektedir (Najeeb ve ark., 2016). Günümüzde; metal ve seramik implantlara göre birçok olumlu özelliği olan PEEK materyalinden üretilen implantlar da kullanılabilir (Chen, 2010).

Ancak PEEK polimerinin bioinert bir materyal olması nedeniyle, hücresel adezyonun sağlanması için yüzey enerjisinin artırılmasına ve hidrofilik yüzeylerin oluşturulmasına ihtiyaç vardır. PEEK implantların yüzeyi, osseointegrasyonu arttırmak ve yüzey enerjisini daha iyi hale getirmek için biyoaktif materyaller ile kaplanarak pürüzlendirilir (Najeeb ve ark., 2015; Knaus ve ark., 2020).

Yüksek performanslı izo-elastik özelliğe sahip PEKK polimeri de implant materyali olarak iyi bir seçenek oluşturur (Song ve ark., 2018). PEKK polimerinin; dentine benzer elastik modül, yeterli direnç, iyi aşınma dayanımı ve hafif olma gibi birçok avantajı bulunur (Stawarczyk, Jordan, ve ark., 2014).

PEKK polimerinin sahip olduğu fazla keton grubu, yüzeyindeki kimyasal değişimin artmasına sebep olur. Bu durum yüzey alanının artmasına ve osseointegrasyon için mikro seviyede istenilen yüzey pürüzlülüğünün oluşmasına olanak sağlar (Yuan ve ark., 2018).

Bu olumlu özelliklerine karşın yüksek performanslı polimerlerin dental implant olarak kullanımıyla ilgili uzun süreli yeterli klinik veri bulunmamaktadır (Najeeb ve ark., 2016).

2.4.2. PEEK ve PEKK Polimerlerinin Protetik Diş Tedavisinde Kullanımı

2.4.2.1. İmplant Abutmenti Olarak Kullanımı

İmplant abutmenti olarak; titanyum, altın, zirkonyum ve seramik materyaller kullanılabilir. Titanyum bazı kaynaklarda altın standart olarak kabul edilmiştir (Najeeb ve ark., 2016). Ancak ince dişetine sahip bireylerde metalin renginin yansımaları sebebiyle estetik değildir. Stresin etkilerini azaltarak kemiğin yeniden şekillenmesini teşvik etmesi nedeniyle, PEEK ve PEKK materyallerinin implant abutmentlerinin yapımında titanyuma alternatif olabileceği ifade edilmiştir (Hahnel ve ark., 2015; Oh ve ark., 2018).

2.4.2.2. Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı

Günümüzde total ya da kısmi dişsiz bireylerin tedavisinde, PEEK ve PEKK, altyapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 2.4.) (Tannous ve ark., 2012; Alqurashi ve ark., 2021; Nada ve ark., 2021).

PEEK altyapılı hareketli protezler ile krom kobalt altyapılı protezler karşılaştırıldığında; kroşelerin daha az tutuculuk gösterdiği belirlenmiştir. Ancak polisaj kalitesinin yüksek, aşınma direncinin iyi olması ve düşük plak afinitesi göstermesi, metalik olmayan görünümü gibi özellikleri sebebiyle tercih edilmektedir (Najeeb ve ark., 2016). Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemleri ile kısa zamanda hazırlanabilen PEEK altyapılı protezler, özellikle distal uzantılı durumlarda diş sağlığı için oldukça avantajlıdır. Destek dişler üzerindeki tork kuvvetlerini ve stresi azalttığı tespit edilmiştir (Liebermann ve ark., 2016; Harb ve ark., 2019).



Şekil 2.4. PEEK materyalinden hazırlanan hareketli bölümlü protez

Geleneksel protezlerde sıklıkla tercih edilen polimetilmetakrilatta (PMMA) görülen artık monomer ve alerjik reaksiyonlar görülmeyen, kırık ve çatlağa karşı daha dayanıklı olan PEEK polimeri kaide materyali olarak da iyi bir seçenek oluşturur (Muhsin ve ark., 2019).

2.4.2.3. Post ve Endokron Materyali Olarak Kullanımı

Endodontik tedavi görmüş ve doku kaybı fazla olan dişler post-kor uygulamaları ile tedavi edilebilmektedir. Bu uygulamalarda doğru materyal seçimi tedavinin başarısını artırmaktadır (Goodacre ve Spolnik, 1994). PEEK postların fiber postlardan daha fazla kırılma direnci gösterdiği saptanmış ve endokron uygulamaları için uygun bir materyal olduğu belirtilmiştir (Ghajghouj ve Taşar-Faruk, 2019; Haralur, 2021)

Metal ve cam fiber postlar ile karşılaştırıldığında PEKK postların daha iyi biyomekanik özellikler sergilediği belirlenmiş, PEKK post sistemlerinin, kuvvet karşılayıcı gibi davranarak intraradiküler alanda olumlu stres dağılımı gösterdiği bu nedenle kök kırığı oluşumunu azalttığı ifade edilmiştir (Lee, Shin, Kim, ve ark., 2017).

2.4.2.4. Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı

PEKK polimeri düşük elastik modülü, makul aşınma dayanımı, yüksek dayanıklılık, özgül yoğunluğunun az olması gibi avantajları sebebiyle sabit protezlerde kullanılabilir (Şekil 2.5.) (Fuhrmann ve ark., 2014; Oh ve ark., 2018).



Şekil 2.5. PEKK materyalinden hazırlanan implant üstü sabit protez altyapı

Uyku sırasında diş gıcırdatma (nokturnal brüksizim) problemi olan bireylerde streslere karşı koruma görevi gördüğünden PEEK kronlar tercih edilebilir. PEEK kronlar kompozit rezin ile kaplandığı için karşıt dişlerde aşınmaya sebebiyet vermez, oluşabilecek kırıklar ağız içinde tamir edilebilir (Zoidis, Bakiri, Papathanasiou, ve ark., 2017).

İleri derecede brüksizmi olan erkek bireyler üzerinde yapılan çalışmalarda, maksimum ısırma kuvvetinin 978-1000 N olduğu gösterilmiştir (Nishigawa ve ark., 2001; Calderon ve ark., 2006; Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013). Stawarczyk, Eichberger, ve ark. (2015), üç üyeli PEEK materyalinin plastik deformasyonunun 1200 N, kırılma direncinin ise 1383 N olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmaların sonuçlarına göre; PEEK materyalinin kırılma direnci, brüksizimli hastaların ısırma kuvvetinden daha fazladır.

Dudak damak yarığı olan genç bireylerde, yarık bölgesindeki kayıp dişlerin tedavisinde, daimi restorasyonların yapılabilmesi için büyüme ve gelişim döneminin bitmesi gerekir. Bu geçiş döneminde hastaların kaybettikleri estetik ve fonksiyonlarını geri kazanabilmeleri için geçici akrilik rezin protezler yerine, PEEK'den sabit restorasyonlar yapılabilir. Bu şekilde hareketli protez kullanımına bağlı sorunlar ortadan kaldırılabilir (Andrikopoulou ve ark., 2016).

İnley restorasyonlarda da PEEK materyalinin kullanımının uygun olduğu belirtilmiştir (Cekic-Nagas ve ark., 2018).

Daha az artefakt oluşan manyetik rezonans görüntüleme (MRI), bilgisayarlı tomografi (BT) ve röntgen (X-Ray) gibi görüntüleme teknikleriyle uyumlu olduğu bilinen PEEK ve PEKK restorasyonların, sökülmesine gerek kalmadan tanı konulabilir (Feerick ve ark., 2013; Stawarczyk, Bähr, ve ark., 2014).

Yüksek performanslı polimerlerin grimsi veya inci beyazı opak renginden dolayı, saydamlığının az olması sebebiyle, özellikle ön bölgedeki restorasyonlarda monolitik şekilde uygulanmaları söz konusu değildir (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013; Rosentritt ve ark., 2015). PEEK ve PEKK polimerlerinden hazırlanan restorasyonlarda estetik olarak istenilen görüntüyü elde etmek için veneer materyali ile kaplanmaları gerekir (Heimer ve ark., 2017; Gama ve ark., 2020; Lümke mann, Eichberger ve Stawarczyk, 2020). Polimer ve veneer materyali ile bağlantının sağlanabilmesi için polimer yüzeyine birtakım yüzey şekillendirme işlemleri ve adeziv ajanlar uygulanabilmektedir (Stawarczyk, Keul, ve ark., 2013; Lee, Shin, Lee, ve ark., 2017; Lümke mann, Eichberger ve Stawarczyk, 2020).

2.5. Polimerlere Uygulanan Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri

Kimyasal olarak inert kabul edilen yüksek performanslı polimerlerin yüzey enerjileri düşüktür ve uygulanan yüzey işlemlerine karşı dirençleri fazladır. Bu sebeple veneer materyalleri ile bağlanmaları güç olabilmektedir. PEEK ve PEKK polimerlerinin yaygın kullanılamamasına sebep olan bu durum birçok çalışmanın konusu olmuştur. Çeşitli yüzey işlemlerinin uygulanmasıyla, yüzey enerjisi ve yüzey ıslanabilirliğinin artırılması, veneer materyali kompozit rezin ile bağlanma dayanımının iyileştirilmesi hedefiyle çalışmalar yapılmaktadır (Schmidlin ve ark., 2010; Stawarczyk, Bähr, ve ark., 2014; Rosentritt ve ark., 2015). Klinik olarak görülen chipping, kırık, delaminasyon gibi

olumsuzlukların önüne geçmek için polimer ve kompozit rezin bağlantısının artırılması gerekir (Stawarczyk, Keul, ve ark., 2013; Stawarczyk, Bähr, ve ark., 2014). Yüzeyle herhangi bir işlem uygulanmadan kompozit rezin ile PEEK arasında bir bağ oluşmadığı rapor edilmiştir (Schmidlin ve ark., 2010).

Yüzey şekillendirmelerinde amaç yüzeyi pürüzlendirerek rezinin oluşan mikro retantif alanlara akmasını sağlamak ve bağ kuvvetini artırmaktır. Yüzey pürüzlülüğünün artması ile yüzey alanı ve hidrofilitte artacak, yüzey gerilimi azalacak, mikromekanik tutuculuk sağlanacaktır (Kurtz, 2019, s.181).

Polimer materyallerinde yüzeyin modifiye edilmesi için; asit tatbik etme, alüminyum oksit ile kumlama, tribokimyasal kumlama, lazer ve plazma uygulama, adeziv ajan kullanımı gibi yöntemler kullanılmaktadır (Kern ve Lehmann, 2012; Stawarczyk, Bähr, ve ark., 2014; Silthampitag ve ark., 2016).

2.5.1. Asit ile Pürüzlendirme

Sülfirik asitin, PEEK polimerinin yüzey şekillendirilmesinde kullanılabilen etkili bir solüsyon olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Ancak çok zararlı olması sebebiyle düşük oranlarda kullanımı tavsiye edilmektedir (Chaijareenont ve ark., 2018). PEEK materyaline uygulanan %98 oranında sülfirik asitin birçok yonteme göre daha fazla bağlanma dayanımı oluşturduğu belirlenmiştir (Schmidlin ve ark., 2010; Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013; Zhou ve ark., 2014).

PEEK polimerinin yüzeyini şekillendirmek için kullanılan diğere bir asit, güçlü oksitleyici ajan olarak bilinen piranha çözeltisidir (Schmidlin ve ark., 2010). Hidrojen peroksit ve sülfirik asit içerikli piranha çözeltisinin de sülfirik asit gibi yüzey pürüzlülüğünü değıştirdiğı, güçlü oksitleyici özelliğı sebebiyle yüzeydeki organik artıkları temizlediğı, ancak bağlanma dayanımında sülfirik asit kadar etkili olmadığı saptanmıştır (Schmidlin ve ark., 2010; Hallmann ve ark., 2012; Stawarczyk, Keul, ve ark.,

2013). PEEK yüzeyine uygulanan başka bir asit asetondur. PEEK polimerinin yüzeyinde oluşturduğu ince çatlaklar ile bağlanma dayanımını arttırdığı düşünülmektedir (Ebnesajjad, 2011, s.115).

Koroziv özellikteki bu asitlerin, bağlanma dayanımı açısından olumlu sonuçlar göstermelerine karşın, cilde teması ciddi hasarlara yol açtığından kullanımları sırasında dikkatli olunması gerekir (Silthampitag ve ark., 2016). Bu sebeple daha az zararlı olduğu düşünülen farklı asitler bağlanma dayanımını arttırmak için uygulanmıştır. Zhou ve ark. (2014), çalışmalarında PEEK yüzeyine %9.5'lük hidroflorik asit uygulamışlar, ancak istenilen adezyonun sağlanamadığını belirtmişlerdir.

2.5.2. Alüminyum Oksit Partikülleri ile Pürüzlendirme

Kumlama işlemi; 50 µm' den 250 µm' ye kadar değişen boyutlarda alüminyum oksit (Al₂O₃) partiküllerinin, basınç altında, belirli bir uzaklıktan yüzeye püskürtülmesi ve retansiyon sahaları oluşturulmasıdır (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013). PEEK ve PEKK polimerleri için de yaygın olarak kullanılan bir yüzey şekillendirme işlemidir. Bu konuda yapılan çalışmalarda alüminyum oksit partikülleri ile kumlanan PEEK yüzeyinin aşınarak pürüzlülüğünün arttığı, kompozit rezin ile daha sağlam mikromekanik bağlantı olduğu belirtilmiştir (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013; Stawarczyk, Keul, ve ark., 2013; Zhou ve ark., 2014; Rosentritt ve ark., 2015; Silthampitag ve ark., 2016).

2.5.3. Tribokimyasal Kumlama İşlemi ile Pürüzlendirme

Tribokimyasal kumlama yönteminde silika ile kaplanmış alümina partikülleri kullanılır. Tribokimyasal kumlama; materyal yüzeyine silikanın püskürtülmesini takiben, rezin primer olan silan uygulaması ile tamamlanan iki aşamalı bir sistemdir (Amaral ve ark., 2006). Bu işlem ile organik partikül kontaminasyonu olan tabakalar temizlenir, artan pürüzlü yüzey ile oluşan geniş yüzey alanında mekanik kilitleme yoluyla adezyon sağlanır (Amaral ve ark., 2006).

Tribokimyasal kumlama yönteminin laboratuvar ya da klinik kullanıma uygun olan tipleri bulunmaktadır (Ozcan, 2003). Laboratuvarda Rokatek sistemi kullanılır. Bu sistemde iki aşamalı kum uygulaması yapılır. 2.5 bar basınçla, 110 µm boyutlarında kum tatbik edildikten sonra, 110 µm'lik silisyum oksit kumu uygulanır (Schmidlin ve ark., 2010). Klinik kullanıma uygun olan tribokimyasal kumlama yöntemi ise kaplayıcı ile aşındırıcı kum ve silandan oluşur. Yüksek enerjili, 30-110 µm büyüklüğündeki silika kaplı alüminyum oksit partiküllerinin yüzeye çarpması ile silika, polimerin yüzeyine 15 mikron kadar gömülür. Materyal yüzeyine uygulanan silanın ise mikromekanik tutunmayı sağlayarak bağlanma dayanımını artırdığı belirtilmiştir (Schmidlin ve ark., 2010; Stawarczyk, Keul, ve ark., 2013).

2.5.4. Plazma ile Pürüzlendirme

Plazma uygulandığı yüzeyde; mikropürüzlendirme, polimerizasyon, organik artıkların uzaklaştırılarak temizlenmesi gibi etkileri olan yüzey pürüzlendirme işlemidir (Schwitalla ve ark., 2017). Bu uygulamanın etkinliği; uygulama süresine, kullanılan gazın türüne ve plazmanın gücüne göre değişiklik gösterir (Hegemann ve ark., 2003). Güneş, atmosfer katmanı olan iyonosfer, kutup ışıkları doğal plazmalardır. Laboratuvar koşullarında manyetik enerji, elektrik enerjisi, ısı ve ışın kullanılarak üretilen plazmalar yapay plazmalar olarak isimlendirilir (Denes, 1997). Yapay plazmalar basıncın durumuna göre; düşük basınçlı (vakum) ve atmosferik basınçlı olmak üzere iki gruba ayrılır (Ma ve Tang, 2014).

2.5.5. Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer, yüksek enerjili bir fotondur. Lazer ışını materyal yüzeyine uygulandığında öncelikle serbest elektronlar oluşur, lazer enerjisini absorbe eden serbest elektronların hızı giderek artar ve çarpışmalar meydana gelir. Bu çarpışmaların neticesinde yeni serbest elektronlar ortaya çıkar. Belirli bir yoğunluğa ulaşan serbest elektronların, sıcak plazma

gibi davranarak oluşan enerjinin, uygulandığı materyal yüzeyinde pürüzlülük ve islanabilirliği değiştirdiği belirtilmiştir (Joglekar ve ark., 2004). Lazerler materyalin genel özelliklerini değiştirmeden yüzey pürüzlendirmesi yaparlar (Coluzzi, 2004).

Lazerlerin farklı sınıflandırmaları yapılmıştır. Aktif maddesine göre; katı ve gaz olmak üzere ikiye ayrılırlar (Blahnik ve Rindge, 2003, s.15-30; Wintner ve Strassl, 2006, s.1-55).

Gaz Lazerler;

- Ar/Krypton,
- Excimer,
- Helyum-Neon (He-Ne)
- Karbondioksit (CO₂),
- Ultraviöle (UV) lazerlerdir.

Katı Lazerler;

- Erbiyum: İttriyum Alüminyum Garnet (Er: YAG),
- Erbiyum, Krom YSGG (Er, Cr-YSGG),
- Holmiyum-İttriyum Alüminyum Garnet (Ho-YAG)
- Neodymium: İttriyum Alüminyum Garnet (Nd: YAG lazerler),
- Potasyum Titanil Fosfat (KTP) lazerlerdir.

Ayrıca lazerler; ışığın dalga boyuna, hareketine, enerjisine ve uygulanış şekline göre sınıflandırılabilirler gibi elektronik lazer sistemleri olarak da sınıflandırılırlar.

Elektronik lazerler, diyod ve yarı iletken lazerlerdir.

Işığın Dalga Boyuna Göre Lazerler;

- Görünür Spektrum (400-700 nm): Argon,
- Mor Ötesi Spektrum (140-400 nm): Excimer

- Kıızıl Ötesi Spektrum (700 nm ve üstü): Nd: YAG lazer, Er: YAG lazer olarak ayrılırlar.

Işığın Hareketine Göre Lazerler;

- Choop (dalgalı akım şeklinde ışık veren sistemler),
- Continuous (sürekli ışık veren sistemler),
- Pulse (atımlı ışık veren sistemler) olarak ayrılırlar.

Işığın Enerjisine Göre Lazerler;

- Soft (He-Ne),
- Mid (Diode lazer),
- Hard (Nd: YAG lazer, Er: YAG lazer vs.) olarak ayrılırlar.

Uygulanış Şekline göre Lazerler;

- Kontakt (contact),
- Kontaktsız (non contact) olarak sınıflandırılabilirler (Blahnik ve Rindge, 2003, s.15-30; Wintner ve Strassl, 2006, s.1-55).

2.5.5.1. Yüzey Pürüzlendirme İşleminde Kullanılan Lazerler ve Genel

Özellikleri

Femtosaniye Lazer

Kısa sürede yüksek enerjili atımları olan femtosaniye lazerler 1980 yılında geliştirilmiştir (Strickland, 1985). Atım süreleri femtosaniye düzeyindedir ($1 \text{ fs} = 10^{-15}$ saniye; saniyenin katrilyonda biri veya milyarda birinin milyonda biri). Bu sebeple ‘Ultra Hızlı’ olarak isimlendirilirler (Haus, 2000). Uygulandıkları materyalin yüzey özelliklerini değiştirirken minimal düzeyde termal ve mekanik hasar oluştururlar (Lee, 2008, s.1-8). Soğuk çalışma avantajları vardır (Guo ve ark., 2008; Loktionov ve ark., 2010).

Yapılan çalışmalarda PEEK polimerinin yüzeyine femtosaniye lazer uygulamasının, Nd: YAG lazerden daha düşük bağlanma dayanımı oluşturduğu belirlenmiştir (Wilson ve ark., 2015).

Neodymium: İttriyum Alüminyum Garnet (Nd: YAG Lazer)

Diş hekimliği uygulamaları için Geusic tarafından 1964 yılında tanıtılmış olan ilk lazer sistemidir. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan Nd: YAG lazerlerin dalga boyu 1064 nm olup, aktif maddesi garnet kristalidir. Bu aktif kristalin, katı itriyum ve alüminyum ile oluşan kombinasyonuna neodymium eklenmesi ile meydana gelen katı hal lazeridir. Fiber optik kablo ile ışık iletimi yapılır. Koyu renkli dokularda daha fazla emiliminin olduğu belirtilmiştir (Dederich, 1993; De Moor ve Delme, 2009).

Diş hekimliği için üretilen türlerinde kısa pulsasyon süreleri olan “kontakt”, “pulse”, ve “süper pulse” çalışma modları bulunmaktadır. Genellikle yumuşak dokularda kullanılan bu lazer, dişin sert dokularında daha fazla penetrasyon derinliği gösterdiğinden pulpada termal hasar oluşturabilir. Bu durum diş sert dokularında kullanımını sınırlar (Dederich, 1993; Coluzzi, 2004; De Moor ve Delme, 2009).

Erbiyum: İttriyum Alüminyum Garnet (Er: YAG Lazer)

Er: YAG lazerler, aktif maddesi katı itriyum ve alüminyum kombinasyonu ile oluşturduğu belirtilen garnet kristaline erbiumun katılmasıyla meydana gelir. Dalga boyu 2940 nm olan Er: YAG lazerlerin su absorbe etme özellikleri diğer lazer sistemlerine oranla daha yüksektir. Bu sebeple dişin sert dokularında kullanıma uygundur. Penetrasyon derinliği kabul edilebilir sınırdan olduğundan dişin çevre dokularındaki termal etkisi oldukça azdır (Dederich, 1993; Takeda ve ark., 1998; Coluzzi, 2000). Lazer enerjisinin absorbe olduğu dokuda meydana getirdiği iç basınç sayesinde doku parçalanır ve uzaklaşır. Mineral yapıda bulunan su buharlaşırken hacim artışı ve mikropatlama meydana gelir. Atravmatik bir şekilde yüzeyden mekanik olarak dokunun

uzaklaştırılması termomekanik ablasyondur (Keller ve Hibst, 1997; Van As, 2004). Diş hekimliğinde, sert ve yumuşak dokularda tercih edilen Er: YAG lazerler yaygın bir kullanım alanına sahiptir (Coluzzi, 2004; De Moor ve Delme, 2009). Klinik kullanım için uygun olan bu lazer sisteminin, rezin siman ile PEEK polimeri arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığı belirtilmiştir (Tsuka ve ark., 2019).

2.5.6. Dental Adezivler

Adeziv ajanların, yapısının en önemli bileşeni monomer rezinlerdir. Bu monomerler sayesinde kompozit rezin ve adeziv ajan arasında dayanıklı kovalent bir bağ kurulabilmektedir. Fonksiyonel ve çapraz bağ yapan olmak üzere iki farklı tip monomer bulunmaktadır (Coessens ve ark., 2001). Polimerize olurken çapraz bağ yapan monomerler çapraz polimerleri, fonksiyonel monomerler ise doğrusal polimerleri oluşturur. Mekanik dayanıklılık açısından çapraz bağ yapanlar daha iyidir. Adezivin yapısına çapraz bağın katılması, adezivin güçlenmesi açısından oldukça önemlidir (Versluis ve ark., 1997).

Adeziv rezinlerde; akrilat ve metakrilat monomerleri en yaygın olarak kullanılır. Metakrilatlar, akrilatlar göre oksijen inhibisyonuna daha az duyarlıdır, kullanım süreleri daha uzundur ve biyouyumludurlar (Peutzfeldt, 1997; Lee ve ark., 2004). Ancak bu iki monomer de ester gruplarının hidrolizine karşı dayanıksızdır (Salz ve ark., 2005). Bu sorunun giderilebilmesi için ester grupları yerine suya dayanıklı amid grupları ihtiva eden metakrilamidler geliştirilmiştir (Nishiyama ve ark., 2004).

2.5.6.1. Adezivlerin İçerdiği Rezin Monomerler

Adezyonda en önemli faktörlerden biri adeziv ajanların içerdiği monomerlerdir. Güçlü bir adezyonun sağlanabilmesi için PEEK polimerine yüksek afinitesi olan fonksiyonel monomer içerikli adeziv ajanların uygulanması gerekir (Versluis ve ark., 1997).

Metil Metakrilat

Deride alerjik reaksiyonlara sebep olduğundan MMA'nın kullanımı sırasında dikkatli olunmalıdır (Andreasson ve ark., 2003). En yüksek bağlanma dayanımı sağlanan monomerlerden biri olup PEEK'in yüzeyinde aktif bir yüzey oluşturarak bağlanma dayanımını arttırdığı belirtilmiştir (Keul ve ark., 2014; Uhrenbacher ve ark., 2014).

Hidroksietilmetakrilat

Hidroksietilmetakrilat (HEMA), hidrofilik özelliktedir. Adezyonu başlatıcı olan bu monomer yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak su emilimi polimerizasyondan sonra bile devam eder. Bu durum da polimerin renklenmesine sebep olur. Ayrıca polimer mekanik olarak olumsuz etkilenir (Takahashi ve ark., 2011).

10-Metakrilol Oksidesil Dihidrojen Fosfat (10-MDP)

Metal oksitlerin bağlantısında kullanılmak amacıyla üretilmiş olup hidrofobiktir (Pjetursson ve ark., 2007). PEEK ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımına 10-MDP' nin etkisinin araştırıldığı bir çalışmada farklı sonuçlar elde edilmesi nedeniyle anahtar faktör olmadığı düşünülmüştür (Lümkemann ve ark., 2017).

Dimetakrilatlar (DMA)

Üretan Dimetakrilat (UDMA), Bisfenol A Glisidilmetakrilat (Bis-GMA) ve Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA) adeziv sistemlerde sıklıkla kullanılan çapraz bağlayıcılardır. Genelde hidrofobik özelliktedirler. Bu durum, polimerizasyondan sonra adezivin su emerek şişmesini ve renklenmesini önler (Sideridou ve ark., 2002).

Bis-GMA, düşük polimerizasyon büzülmesi gösterir, yüksek viskozitelidir ve hızlı sertleşir. Bu özellikleri ile polimere üstün mekanik özellik kazandırır (Peutzfeldt, 1997).

2.6. Kompozit Rezinler

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler; organik yapı içerisine belli oranlarda inorganik partikül eklenmesiyle oluşan karışımın belirgin fazlar oluşturacak

şekilde bağlantı sağlayan maddelerle polimerizasyonu sonucu meydana gelen, pat formunda restoratif materyallerdir. Doğal diş dokusuna benzer görünüşleri sebebiyle estetik amaçla kullanılan ve kısa sürede manüplasyonu yapılabilen kompozit rezinler, yüksek aşınma direnci, düşük su emilimi, ekonomik olma gibi avantajlara sahiptirler (Hilton ve Broome,2006, s. 289-340). Diş hekimliğinde; kayıp diş dokularının restorasyonunda, simantasyonunda, endodontik post ve kor materyali olarak ayrıca inley/onley uygulamalarında yaygın bir şekilde kullanılırlar (Van Noort, 2013, s.73-89).

2.6.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinlerin; organik rezin matriks, ara bağlayıcılar ve inorganik doldurucular olmak üzere üç ana bileşeni bulunur. Aktif bileşen olarak bilinen organik matriks içine rezin matriks yapısını güçlendirmek için inorganik doldurucu parçacıklar eklenir (Anusavice ve ark., 2013, s.275-307). Bağlayıcılar ise organik matriks ve inorganik doldurucuların arasındaki bağlantıyı sağlar (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.161-198).

2.6.1.1. Organik Rezin Matriks

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerde en sık kullanılan organik rezin matriks; Bis-GMA ve üretan dimetakrilat monomerlerdir. Kompozit rezinin bileşiminin yaklaşık olarak % 20' sini organik rezin matriks oluşturur. Bis-GMA ve UDMA oldukça viskoz yapıda monomerler olduğundan, viskozite düzenleyici monomer olarak; etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), bisfenol dimetakrilat (Bis-DMA), metil metakrilat veya trietilen glikol dimetakrilat gibi düşük viskoziteli bileşenler organik matrikse ilave edilmektedir. Viskozite düzenleyicilerden en yaygın olarak kullanılanı trietilen glikol dimetakrilat monomeridir. Viskozitenin azaltılması ile yapının sertliği artar (Culbertson ve ark., 1997; Holter ve ark., 1997).

TEGDMA, Bis-GMA' dan daha az molekül ağırlığına ve viskoziteye sahiptir. Bileşiminde bulunan merkezi bir etoksi grubundan dolayı kompozit rezinin yüzeyinin hidrofilik özelliği ve su emilimi artar. İnorganik doldurucuları daha fazla ıslatma özelliği vardır (Ren ve ark., 2012). Düşük molekül ağırlığı ve sahip olduğu çift bağlar sebebiyle polimerizasyon büzülmesi fazladır (Lee ve ark., 2006). Bu sebeple kompozit rezin üreticileri bu büzülmenin azaltılması için Bis-GMA/UDMA/TEGDMA veya Bis-GMA/TEGDMA kombinasyonlarını kullanmaktadırlar (Manhart ve ark., 2000).

2.6.1.2. İnorganik Doldurucu Partiküller

İnorganik doldurucu partiküller kompozit rezinin ağırlıkça % 50-85' ini, hacimsel olarak % 30-70' ini oluşturlar. İnorganik doldurucular, rezin matriksin yapısını güçlendirirler, kompozit rezinin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin belirlenmesinde etkilidirler. Polimerizasyon büzülmesini kontrol etmek, termal genişmeyi düşürmek, viskoziteyi kontrol etmek ve çalışabilirliği sağlamak, su emilimini azaltmak ve ideal saydamlığı elde etmek gibi faydaları vardır (Anusavice ve ark., 2013, s.275-307).

İnorganik doldurucu partiküllerin ana maddesi silikon dioksittir. Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerde matriksin içine dağılmış şekilde değişik büyüklüklerde ve biçimlerde baryum, cam, lityum, itriyum, stronsiyum, alüminyum silikat, çinko, zirkonyum ve baryum alüminyum silikat partikülleri gibi bileşenler kullanılabilir (Xu, 1999; Moszner ve Salz, 2001). İtriyum, alüminyum, baryum, stronsiyum, zirkonyum ve çinko radyopaklık verir. Silika partikülleri ise termal genişleme katsayısı ve sertleşme büzülmesini azaltarak, mekanik özelliklerin artmasını sağlar (Xu, 1999; Moszner ve Salz, 2001). İnorganik doldurucular çeşitli partikül boyutlarında olabilmektedir. Partiküllerin boyutları küçüldükçe, restorasyonun yüzeyi daha pürüzsüz olur, kolay cilalanabilir, estetik özellikleri artar (Ikejima ve ark., 2003).

2.6.1.3. Ara Bağlayıcılar

Kompozit rezinlerin bileşiminde bulunan organik matriks ile inorganik doldurucuların birbirine güçlü şekilde bağlanması ideal mekanik özelliklere sahip olması açısından oldukça önemlidir. Bu kimyasal bağlanma ara bağlayıcılar tarafından gerçekleştirilir (Karabela ve Sideridou, 2011). Bağlanma düzgün ve güçlü olduğunda doldurucu partikül kopmaları minimuma indirgenmiş olur (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.161-198; Anusavice ve ark., 2013, s.275-307). Bu amaçla, doldurucu partiküllerin yüzeyi silan bağlacı ajanlar ile kaplanabilmektedir (Chen, 2010). Silan bağlayıcı ajanlar, partiküllerin ara yüzeyinden suyun geçişini önler. Bu şekilde hidrolitik denge sağlanmış olur. Silan bağlayıcı ajanlar, kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirirler (Fortin ve Vargas, 2000). Günümüzde dental kompozitlerde, en sık kullanılan bağlayıcı ajan, γ metakriloksipropiltrimetoksisilan (γ -MPTS) gibi organosilanlardır (Van Noort, 2013, s.74).

2.6.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler; polimerizasyon şekillerine, içerdikleri inorganik doldurucu partikül büyüklük ve miktarına, vizkozitelerine göre olmak üzere çok değişik şekillerde sınıflandırılır (Heymann ve ark., 2012, s.296-339).

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler (pasta+pasta, pasta+likit, toz+likit şeklindeki bileşenlerin karıştırılmasıyla polimerizasyon sağlanır),
- Işıkla polimerize olan kompozitler (görünür ışık ile polimerizasyonu sağlanır),
- Kimyasal ve ışık ile polimerize olan kompozitler (dual-cure) (Heymann ve ark., 2012, s.296-339).

İnorganik Doldurucuların Boyutlarına Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

- Megafil Kompozitler (inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 mm)
- Makrofil Kompozitler (inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 10-100 mm)
- Midifil Kompozitler (inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 1-10 mm)
- Minifil Kompozitler (inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 mm)
- Mikrofil Kompozitler (inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.01-0.1 mm)
- Nanofil kompozitler (inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.01 mm)

İnorganik doldurucuların boyutlarına göre yapılan sınıflandırma günümüzde en yaygın olarak kullanılan sınıflandırmadır. Farklı büyüklükteki doldurucuların kullanılmasıyla oluşan kompozitlere hibrit kompozitler denir (Dayangaç, 2000, s.10).

Dental kompozit rezinler uygulanma şekillerine göre; direkt ve indirekt olmak üzere iki gruba ayrılır. İndirekt kompozitlere protez kompozitleri veya laboratuvar kompozitleri de denir. Çürük kavitelesinin rehabilitasyonunda doğrudan ağız içinde uygulanabilen direkt kompozitler kullanılır. Metal altyapının veneerlenmesinde ve geniş posterior diş kayıplarının rehabilitasyonunda laboratuvar ortamında hazırlanabilen indirekt kompozitlerin kullanımı uygundur (Nandini, 2010; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.161-198).

2.6.2.1 İndirekt Kompozit Resinler

Direk kompozitlerin belli kalınlıklarda ve bazı lokalizasyonlarda tam polimerize olmama ve marjinal bölgede mikro aralık oluşma gibi limitasyonları bulunmaktadır. Bu olumsuzlukları gidermek amacıyla indirekt kompozitler geliştirilmiştir (Leinfelder, 2005; Nandini, 2010).

Birinci jenerasyon indirekt rezin kompozitlerin, elastisite modülünün yüksek olması sebebiyle çiğneme kuvvetlerini iyi absorbe ettiği belirlenmiştir (Miara, 1998). Bu sebeple oklüzal kuvvetlere karşı çok hassas olan ve periodontal problemi bulunan bireylerde seramik veneerler yerine kullanılabilir (Leinfelder, 2005; Nandini, 2010). Yapılan çalışmalar da bu kompozitlerin içeriğindeki metakrilatların % 25-50' sinin polimerizasyonunun tamamlanamadığını belirlenmiştir (Asmussen, 1982). Ayrıca birinci jenerasyon indirekt kompozitlerin *in vitro* olarak gelişmiş özellikler göstermesine karşın klinik performansa etkisinin olmadığı ifade edilmiştir. Klinik başarısızlıklar nedeniyle ikinci jenerasyon kompozitler geliştirilmiştir. Birinci jenerasyon indirekt kompozitlere göre polimerizasyon tekniği, yapı, kompozisyon ve fiberle güçlendirme gibi gelişmeler kaydedilmiştir (Miara, 1998). Organik rezin matriks içeriği azaltılarak, inorganik doldurucu oranı artırılmıştır. Birinci jenerasyon gibi mikro doldurucu bulunmaz, mikro hibrit (0.04-1 µm) inorganik doldurucular içerir. Polimerizasyon büzölmeleri azaltılmış ve aşınma dirençleri geliştirilmiştir (Miara, 1998). Elastik modülleri 8.5-12 GPa, eğilme dayanımları 120-160 MPa' a yükseltilmiştir. Renk stabilitelelerinin birinci jenerasyona göre çok daha olumlu olduğu rapor edilmiştir (Nandini, 2010). Direkt kompozitlerle marjinal uyum açısından anlamlı bir fark olmadığını savunan araştırmacılar bulunmaktadır (Bedran-de-Castro ve ark., 2004).

2.7. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülüğünün incelenmesinde; yüzey profili analizi gibi kantitatif metotlar ile taramalı elektron mikroskobu gibi kalitatif yöntemler oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Kakaboura ve ark., 2007).

2.7.1. Profilometre Analizi

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi için kullanılan en yaygın yöntemdir. İki boyutlu mekanik profilometreler veya üç boyutlu ölçüm yapılabilen optik profilometreler

ile yüzey pürüzlülüğü değerlendirilebilmektedir. Mekanik profilometrelerde, materyal yüzeyinde belirlenen alan hassas tarayıcı elmas uç ile taranır (Bourauel ve ark., 1998). Optik profilometrelerde, ışığın yansıma özelliğinden yararlanılarak hassas ve hızlı çalışma yapılabilmektedir (Joniot ve ark., 2006). Yüzey pürüzlülüğünün analizinde Ra, Rz ve Rmax parametreleri kullanılır. Ra (Average Roughness) parametresi, yüzey pürüzlülük değerlerinin aritmetik ortalamasıdır. Rz parametresi, belirlenen mesafenin beş parçaya bölünmesi ve bu parçalardaki en tepe nokta ile en derin nokta arasındaki yükseklik farkının ortalamasıdır (Ayad ve ark., 2009).

2.7.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu

Yüzeyin detaylı bir şekilde üç boyutlu topografik görüntüleri nanometrik çözünürlükte atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile elde edilebilir (Kakaboura ve ark., 2007). Hassas bir iğneyle materyalin yüzeyi taranarak, atomlar arası kuvvetlerin ölçümü nano newton hassasiyeti ile yapılır ve veriler bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayara aktarılan bu görüntüler yazılım vasıtasıyla derlenir ve materyalin görüntüsü elde edilir. Bu yöntem ile yüzeyin değerlendirmesinin yapılabilmesi için örneğin iletken olması gerekir (Oura ve ark., 2004).

2.7.3. Taramalı Elektron Mikroskobu

Taramalı elektron mikroskobu; yüksek enerji demetli elektronların çok küçük bir alana odaklanarak yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Ayrım gücü, görüntü birleştirme, odak derinliği gibi olumlu özelliklerinden dolayı çalışmalarda tercih edilmektedir (Sun ve ark., 2023, s. 183-209). Analiz sırasında oluşan X ışınları örneğin yüzeyinde hacimsel herhangi bir kayba sebep olmaz. SEM ile yüzeyin üç boyutlu görüntüsü elde edilebilir (Kakaboura ve ark., 2007).

2.8. Temas Açısı Ölçüm Yöntemleri

Yüzeyin ıslanabilirliğinin değerlendirilmesi temas açısının ölçülmesiyle mümkündür. Katı örnek üzerine damlatılan su damlacığının oluşturduğu yarım küre üzerinde katı örnek ve kürenin birleşim yerinden çizilen teğet ile aderent arasında meydana gelen açı değim açısı olarak tanımlanır. Katı ve sıvı yüzey arasında oluşan değim açısı 0° ile 180° arasında değişiklik gösterir. 90° nin üzerinde olan temas açısı değerleri yüzeylerin hidrofobik, 90° nin altında olan değerler ise hidrofilik olduğunu gösterir. 150° nin üzerinde ise süperhidrofobik yüzeyler olarak isimlendirilir. Sıvının katı yüzey üzerinde dağılmadan kalması temas açısının fazla olduğunu, adeziv yüzeyler arasındaki etkileşimin ise az olduğunu gösterir. Bu açının sıfır dereceye yakın olması ise ideal olan durumdur (Erbil, 2006, s.236-245).

2.8.1. Sessile Drop Tekniği

Optik bir yöntemdir. Gonyometre cihazının yatay parçasına uygulanan sıvının, oluşturduğu görüntüden indirekt şekilde temas açısı ölçümü yapılabilmektedir (Aydın ve ark., 1997; Shastry ve ark., 2006).

2.8.2. Wilhelmy Tekniği

Katı yüzeylerin sıvı ile teması sonucu oluşan kuvvetlerin ölçülmesi prensibine dayanır. Ölçümler tensiyometre cihazıyla yapılmaktadır (Jardel ve ark., 1999).

2.9. Adezyonun Değerlendirilmesi

Diş hekimliğinde adezyonun değerlendirilmesi amacıyla çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Uzun dönem klinik takiplerin zor ve zaman alıcı olması sebebiyle yapılan klinik çalışmaların sayısı yetersizdir. Bu nedenle, bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için *in vitro* çalışmalar yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bağlanma dayanımı testlerinde adeziv ile aderent arasındaki bağlantının bozulduğu kuvvet ölçülür. Bu ölçüm ile klinik koşulları kıyaslayabilmek tam olarak mümkün değildir (Ayaz ve ark.,

2011). Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) tarafından yayımlanan ‘Dental Materyaller Diş Dokusuna Adezyon Testleri’ başlıklı dokümanda belirtilen prosedürlerin takibi ile verilerin standardizasyonu ve kıyaslanabilmesi mümkün olmuştur (Baracco ve ark., 2013).

Uygulanan kuvvetin yönüne ve çeşidine göre adezyonun değerlendirilmesi için kullanılan test yöntemleri; bağlanma dayanımı (shear), çekme (tensile) ve mikro-çekme (micro-tensile) testleri olmak üzere gruplara ayrılır (Van Meerbeek ve ark., 2010).

2.9.1. Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Testi)

İki farklı materyalde ayrılma meydana gelinceye kadar kuvvet uygulanması prensibine dayanır (O'brien, 2002, s.30-41). Adeziv sistemin uygulandığı alana göre makro ve mikro bağlanma olmak üzere ikiye ayrılır. Makro bağlanma dayanımı testinde adezivin uygulandığı yüzey alanının 3 mm² veya daha büyük olması gerekirken (Van Meerbeek ve ark., 2010), mikro makaslama bağlanma dayanımı testinde bu alan 1 mm² ile sınırlıdır (Orhan ve Öz, 2011). Klinik ortamdaki yükün dağılımı iyi şekilde simüle edilir. Kolay ve hızlı uygulanabilir (Versluis ve ark., 1997). Ancak bağlanma yüzeyinde oluşan stres homojen değildir (Aboushelib ve ark., 2007).

Test düzeneğinde; ilmik, bıçak sırtı veya çentikli uçlar kullanılabilir. Bu uçlar test edilecek yüzeye olabildiğince yakın uygulanmalıdır. Bağlanma yüzeyine ayrılma oluşuncaya kadar sabit hız ile kuvvet uygulanır. Kırılmaya neden olan kuvvetin yüzey alanına bölünmesi sonucu (Mega Paskal=N / mm²) Megapaskal (MPa) birimdeki bağlanma dayanımı değeri elde edilir. Uygulanan kuvvetin hızının ISO 11405 dokümanlarında 0.45-1.05 mm/dk arasında olabileceği belirtilmiştir (Council on Dental Materials ve Equipment, 1987).

2.9.2. Çekme Testi (Tensile Strength Testi)

Materyalleri birbirinden ayırmak amacıyla test edilen örneğe, ara yüze dikey yönde her iki taraftan çekme kuvveti uygulanır. Bağlanmanın başarısız olduğu an kaydedilir. Kuvvet dağılımının uniform olması için materyalin doğru şekilde konumlanması gerekir (Baracco ve ark., 2013).

2.9.3. Mikro-Çekme Testi (Micro Tensile Strength Testi)

Adeziv biyomateryallerin bağlanmasının değerlendirilmesinde kullanılır. Bu test düzeneğinde adezyonu sağlanan örneklerin su soğutması altında, ince kesitler şeklinde hazırlanması gerekir (Poitevin ve ark., 2008). Küçük boyutlarda olan örneklerin hazırlanması uzun zaman alır. Hassasiyet gerektiren bu işlemler sırasında meydana gelebilecek sorunlar bağlanma yüzeyinde defektlerin oluşmasına ve test sonucunun değişmesine neden olabilir. Ancak bağlanma ara yüzeyinde oluşan stres dağılımı makro test yöntemlerine göre daha homojendir (Valandro ve ark., 2008). Diş hekimliğinde kullanılan simanların kompozitlere, dental seramiklere ve diş dokularına bağlanma dayanımlarının ölçülmesi ve birbirleriyle kıyaslanmasında kullanılmaktadır (Sadek ve ark., 2010).

2.10. Ağız İçi Koşulları Taklit Etme Yöntemleri

Ağız ortamındaki tüm etkiler sebebiyle dental restoratif materyallerin zamanla özellikleri değişebilmektedir. Bu durum yaşlanma olarak adlandırılmaktadır. Ağız içinde doğal olarak oluşan yaşlanma durumunun, *in vitro* araştırmalarda taklit edilmesi “yaşlandırma işlemi” ile mümkün olabilmektedir. Zaman ve materyalden tasarruf sağlanan yaşlandırma işlemleri ile *in vivo* olarak uygulanması mümkün olmayan ölçümler yapılabilmektedir. Diş hekimliğinde araştırmalarda; termal yaşlandırma (ısısal döngü), suda bekletme, oklüzal yükleme ve çiğneme simülatörü gibi yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (Küçükeşmen ve ark., 2010).

2.10.1. Termal Yaşlandırma Yöntemi

En sık kullanılan yaşlandırma metodudur. Ağız boşluğunun maruz kaldığı sıcak ve soğuk içeceklerin taklit edilmesi esasına dayanır. Bu uygulamada oluşan ısıl değişimler, restoratif materyallerin bağlanma alanına stres uygulayarak bağlanma dayanımını etkileyebilir (Helvatjoglu-Antoniades ve ark., 2004). Bu işlem sırasında örnekler sıralı bir şekilde soğuk ve sıcak su bulunan banyo tanklarına daldırılır. Bu döngünün bir kez olması devir, geçen toplam süre de “devir süresi” olarak adlandırılır. Banyo tanklarında bekletme süresi 15-60 saniye, bir banyodan diğer banyoya geçiş süresi ise 5-10 saniye arasında değişebilmektedir (Gale ve Darvell, 1999; Li ve ark., 2002). Sıcaklığı 5° ve 55° C olan su tankları içerisinde örneklerin bekletilmesiyle sağlanan termal döngü işlemi ISO/TS 11405’ e uygundur (ISO,2003; Baracco ve ark., 2013).

2.10.2. Bekletme ile Yaşlandırma Yöntemi

37 °C’ deki yapay tükürük ve su karışımında örneklerin birkaç ay, 4-5 yıl ya da daha uzun sürelerde bekletilmesi esasına dayanır. Su emilimi ve artık monomerlerin bağlantının zayıflamasına neden olduğu saptanmıştır (Hashimoto ve ark., 2002).

2.10.3. Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma Yöntemi

Mekanik bir kuvvetin restorasyonlara yüklenmesi ile yapılan yaşlandırma metodudur. Termal yaşlandırma işleminin de eklenmesi ile bağlantının zayıfladığı belirtilmiştir (Frankenberger ve ark., 2005).

2.10.4. Çiğneme Simülatörü ile Yaşlandırma Yöntemi

Yorulma direncinin *in vitro* olarak test edilebilmesi için örneklere kuvvet, stres, frekans uygulayabilen cihazlar üretilmiştir. Restoratif materyallerin kullanım sürelerinin test edilmesi ve sağlamlığının değerlendirilmesi için kullanılan önemli cihazlardır (Beuer ve ark., 2012).

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan 21 no'lu kararla onaylandı. Atatürk Üniversitesi' nin Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) desteği ile (proje numarası: TDK-2022-10395) yapıldı.

Çalışmanın laboratuvar aşamaları ve bağlanma dayanımı testleri, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' nin Araştırma Laboratuvarında, taramalı elektron mikroskobu görüntüleri, temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri Atatürk Üniversitesi' nde Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM) Laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

Örnek sayısı G*Power paket programı (G*Power Ver. 3,0,10, Franz Faul, Universität Kiel, Almanya) kullanılarak hesaplandı ve %25 etki büyüklüğünde, %80 güç için $\alpha=0.05$ tip I hata oranları ile toplam 160 örnek olması gerektiği belirlendi. Araştırmada kullanılan materyaller ve cihazlar Tablo 3.1 ve Tablo 3.2' de gösterildi.

Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller

Materyal	İçerik	Üretici Firma
PEEK	Polieter eter keton	CopraPeek Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG, Wesel, Almanya
PEKK	Polieter keton keton	Pekkton Ivory Cendres+ Metaux, SA Isviçre
Adeziv Ajan	Metil metakrilat, penta eritritol triakrilat, foto aktivatör	Visio.link, Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya
Alüminyum Oksit (Al ₂ O ₃) Partikülleri İçeren Kum	110 µm partikül büyüklüğüne sahip Al ₂ O ₃ partikülleri	Korox; Bego, Bremen, Almanya
Tribokimyasal Kum	30 µm silika kaplı Al ₂ O ₃ partikülleri	3M ESPE, Seefeld, Almanya
Kompozit Rezın	Bis-GMA, % 50 nanoseramik	Crea.Lign, bredent, Almanya
Otopolimerizan Akırlık Rezın (Toz+Likit)	% 95 metil metakrilat, % 5 etilenglikol dimetilakrilat	Vertex orthoplast, Imicryl SC, Imicryl, Konya, Türkiye
Şeffaf Silikon Maddesi	Ölçü A silikon 1. ölçü (Tabanca Formu)	Zhermack Elite Glass Rovigo, İtalya
Hidroflorik Asit	% 9.5 hidroflorik asit	Bisco, Schaumburg, U.S. A

Tablo 3.2. Araştırmada kullanılan cihazlar

Cihazlar	Üretici Firma
Kazıma Cihazı	K5, vhf, software version DentalCAM 7; Ammerbuch, Almanya
Kumlama Cihazı	Zhermack, Rovigo, İtalya
Tribokimyasal Kumlama Cihazı	Airsonic® mini sandblaster; Hager Werken, Duisburg, Germany
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Ferro Sonic ultrasonic cleaner, Türkiye
Işık Cihazı	Valo Grand, Ultradent Products, South Jordan, UT, Amerika
Optik Tansiyometre Cihazı	Theta Flex, Biolin Scientific, Stockholm, İsveç
Dokunarak Taramalı Profilometre	Kla Tencor Stylus Profiler P7, Milpitas, CA, Amerika
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	Zeiss Sigma300, Carl Zeiss Microscopy GmbH 07745 Jena, Germany
Universal Test Makinası	Instron 3340, Wycombe, Birleşik Krallık
Termal Yaşlandırma Cihazı	Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye
Polimerizasyon Ünitesi	Bre.Lux Güç Ünitesi; Bredent, GmbH & Co KG
Er: YAG Lazer	Lightwalker AT; Fotona, Ljubljana, Slovenya
Nd: YAG Lazer	Lightwalker AT; Fotona, Ljubljana, Slovenya

Araştırma aşağıdaki aşamalarda gerçekteştirildi:

- Materyallerin ve örneklerin temini,
- Örneklere farklı yüzey işlemlerinin uygulanması,
- Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılması,
- Örneklerin temas açısı değerlerinin tespit edilmesi,
- Örneklerin yüzey topografilerinin (SEM analizleri) incelenmesi,
- Örneklere adeziv ajan tatbik edilmesi ve kompozit rezin ile adezyonunun sağlanması,
- Her gruptan örneklerin yarısına termal yaşlandırma işleminin uygulanması,

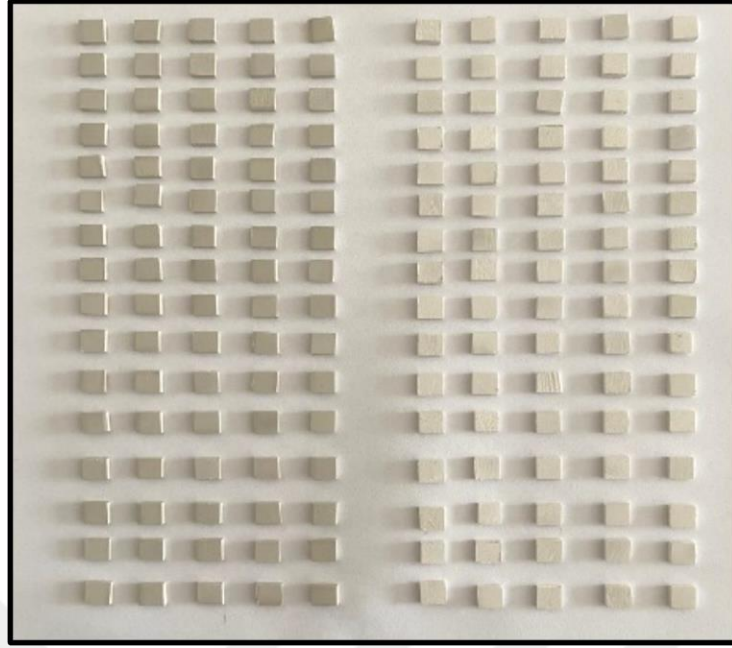
- Örneklerin akrilik rezine gömülmesi,
- Örneklere bağlanma dayanımı testinin uygulanması,
- İstatistiksel analizlerin yapılması.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Her gruptan bir fazla olacak şekilde toplam 170 adet örnek (85 adet PEKK (Pekkton Ivory, İsviçre) ve 85 adet PEEK (CopraPeek Whitepeaks, Almanya)), bilgisayar ortamında tasarlandıktan sonra kazıyarak üretim yapan cihaz (K5, vhf, software version DentalCAM, 7; Ammerbuch, Almanya) (Şekil 3.1) kullanılarak 7x7 mm boyutlarında, 2 mm kalınlığında hazırlandı (Şekil 3.2).



Şekil 3.1. Kazıma cihazı



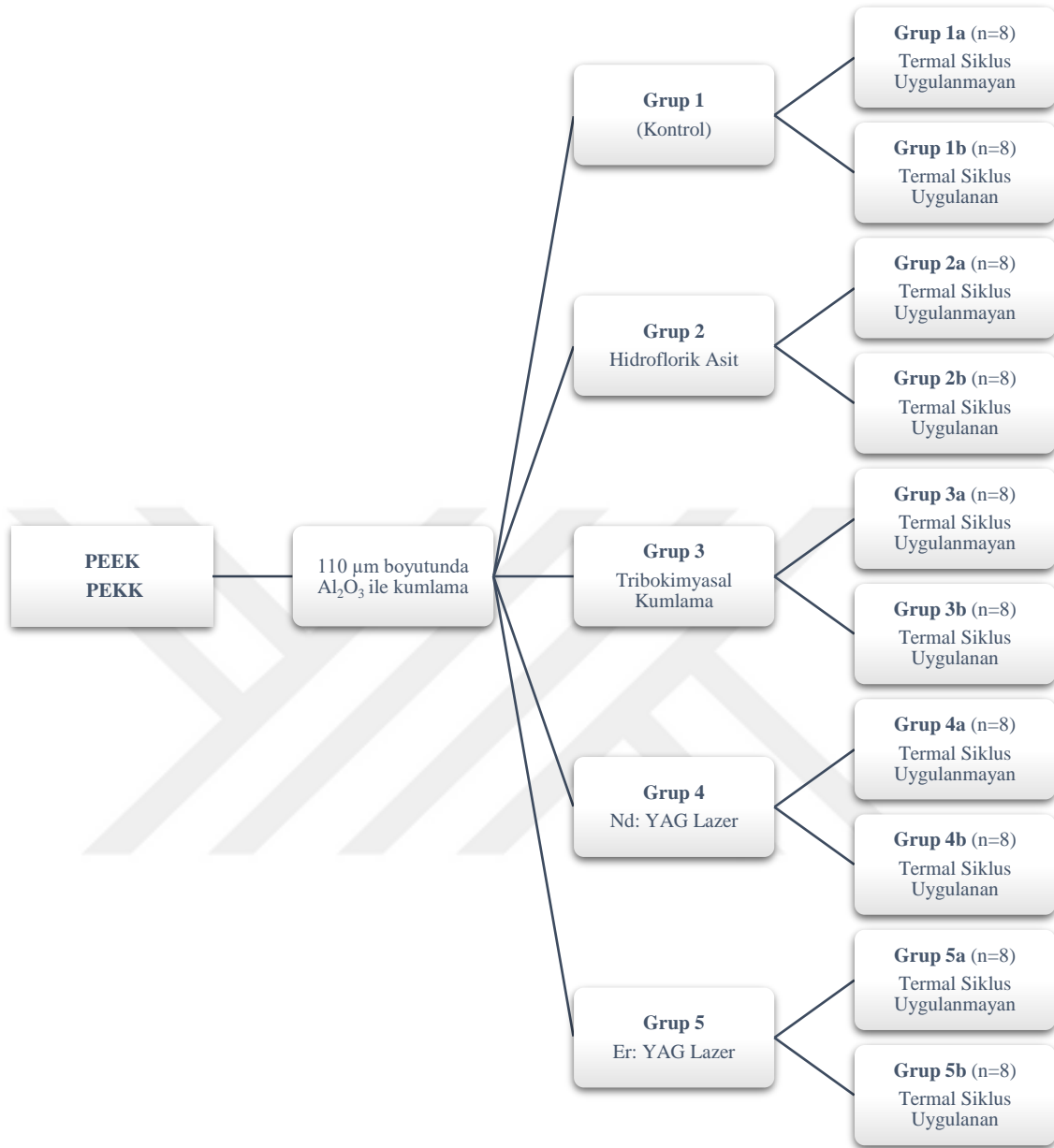
Şekil 3.2. PEEK ve PEKK materyallerinden hazırlanan örnekler

Örnek yüzeylerinin standardizasyonu 200-600 grid' lik silisyum karbür kağıt ile 15 saniye boyunca su altında zımparalanarak sağlandı. Örnek boyutları dijital kumpas (Muva Dijital Kumpas IP54) ile ölçülerek kontrol edildi (Şekil 3.3). Örnekler, distile su banyosunda 10 dakika boyunca yıkandıktan sonra hava ile kurutuldu.



Şekil 3.3. Örnek boyutlarının dijital kumpas ile ölçülmesi

Araştırmada oluşturulan gruplar ve uygulanan işlemler Şekil 3.4' de gösterildi.



Şekil 3.4. Oluşturulan gruplar ve uygulanan işlemlerin şematik gösterimi

3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Tüm PEEK (85 adet) ve PEKK örneklere (85 adet) kumlama işlemi; 110 µm boyutlarında alüminyum oksit partikülleri içeren kum (Korox; Bego), 2.8 bar basınçla, 15 saniye boyunca, yaklaşık 10 mm uzaklıktan kumlama cihazıyla (Zhermack, Rovigo, İtalya) aynı uygulayıcı tarafından 45° açıyla uygulandı (Şekil 3.5). Kumlama işlemi

uygulanan örneklerin yüzeyleri ultrasonik banyoda (Ferro Sonic ultrasonic cleaner) temizlendi (Şekil 3.6).



Şekil 3.5. Kuşlama cihazı



Şekil 3.6. Ultrasonik temizleme cihazı

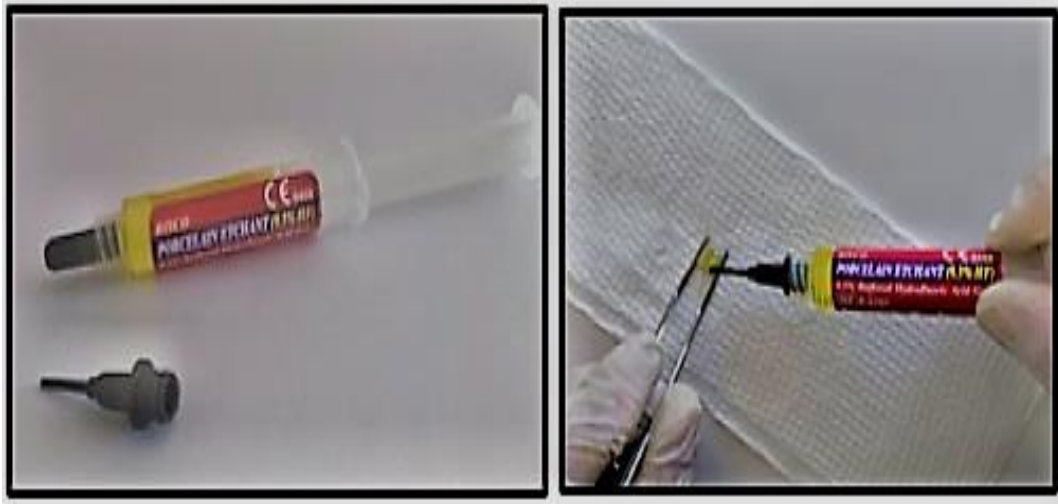
PEEK ve PEKK materyallerinden hazırlanan örnekler farklı yüzey işlemleri uygulanmak üzere kendi içinde beş gruba ayrıldı.

3.2.1. Kontrol Grubu (Grup 1)

Kontrol grubundaki örneklere (16 örnek PEEK, 16 örnek PEKK) alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi dışında herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

3.2.2. Asit Uygulanması (Grup 2)

Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi uygulanan örneklerin yüzeylerine (16 örnek PEEK, 16 örnek PEKK), 60 saniye süresince % 9.5' lik hidroflorik asit (Bisco, Schaumburg, U.S. A) uygulandı. Daha sonra örnekler 60 saniye distile su ile yıkandı ve basınçlı hava ile kurutuldu (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Örnek yüzeylerine hidroflorik asit uygulanması

3.2.3. Tribokimyasal Kumlama İşleminin Uygulanması (Grup 3)

Alüminyum oksit partikülleri ile kumlanmış örneklere (16 örnek PEEK, 16 örnek PEKK), 30 µm silika kaplı Al₂O₃ partikülleri içeren kum (3M ESPE, Seefeld, Almanya) (Şekil 3.8) 10 mm uzaklıktan, 2.5 bar basınç altında aynı uygulayıcı tarafından 15 sn süreyle tribokimyasal kumlama cihazıyla (Airsonic® mini sandblaster; Hager Werken, Duisburg, Germany) (Şekil 3.9) uygulandı (Şekil 3.10). Silanizasyonun bozulmaması için örnek yüzeylerine temizleme işlemi tatbik edilmedi.



Şekil 3.8. Tribokimyasal kum



Şekil 3.9. Tribokimyasal kumlama cihazı



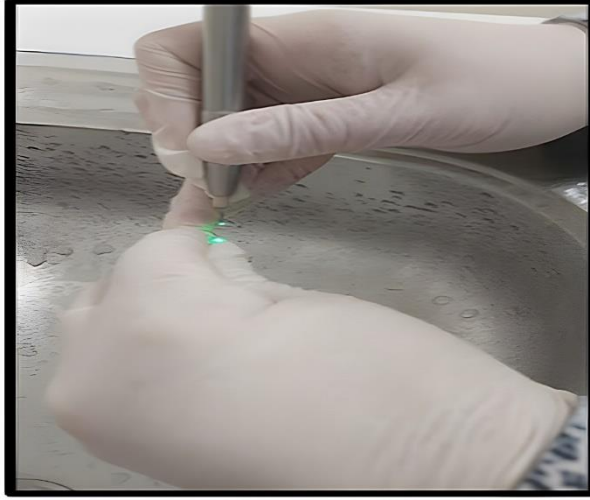
Şekil 3.10. Tribokimyasal kumlama işleminin uygulanması

3.2.4. Nd: YAG Lazer Uygulanması (Grup 4)

Alüminyum oksit partikülleri ile kumlanmış örneklerin yüzeyine (16 örnek PEEK, 16 örnek PEKK), 'short pulse' modunda ayarlanan Nd: YAG lazer cihazıyla (Lightwalker AT; Fotona, Ljubljana, Slovenya) (Şekil 3.11) fiber uç (300 µm) kullanılarak, 1.064 nm dalga boyunda 30 sn süreyle horizontal hareketlerle lazer uygulandı (Şekil 3.12). Kullanılan lazer parametreleri Tablo 3.3' de gösterildi.



Şekil 3.11. Nd: YAG lazer cihazı



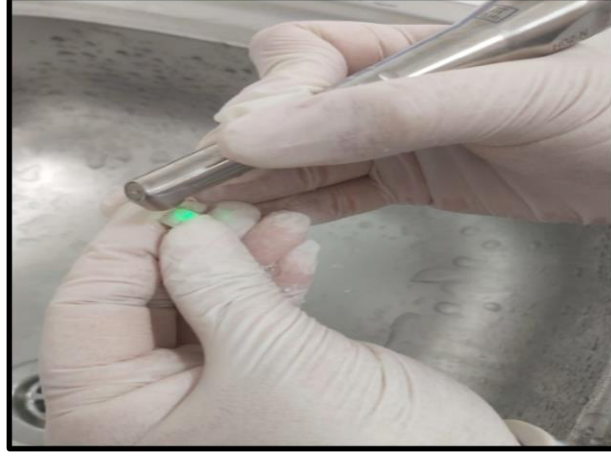
Şekil 3.12. Nd: YAG lazer uygulanması

Tablo 3.3. Nd: YAG ve Er: YAG lazer cihazlarında kullanılan parametreler

Lazer Türü	Frekans (Hz)	Atım Gücü (W)	Enerji Yoğunluğu (mJ)	Soğutma Hızı (mL/ min)
Er: YAG	20	3	150	5
Nd: YAG	20	3	150	5

3.2.5. Er: YAG Lazer Uygulanması (Grup 5)

Alüminyum oksit partikülleriyle kumlanmış örneklerle (16 örnek PEEK, 16 örnek PEKK) ‘short pulse’ modunda ayarlanan Er: YAG lazer cihazıyla (LightWalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenya) non-kontakt uç ile 10 mm uzaklıktan, örneğin yüzeyine dik olacak şekilde, 2.940 nm dalga boyunda, 30 sn süreyle lazer uygulandı (Şekil 3.13, Tablo 3.3).



Şekil 3.13. Er: YAG lazer uygulanması

Örnekler, lazer uygulandıktan sonra distile su bulunan ultrasonik temizleyicide 60 saniye boyunca temizlendi ve hava ile kurutuldu.

3.3. Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi

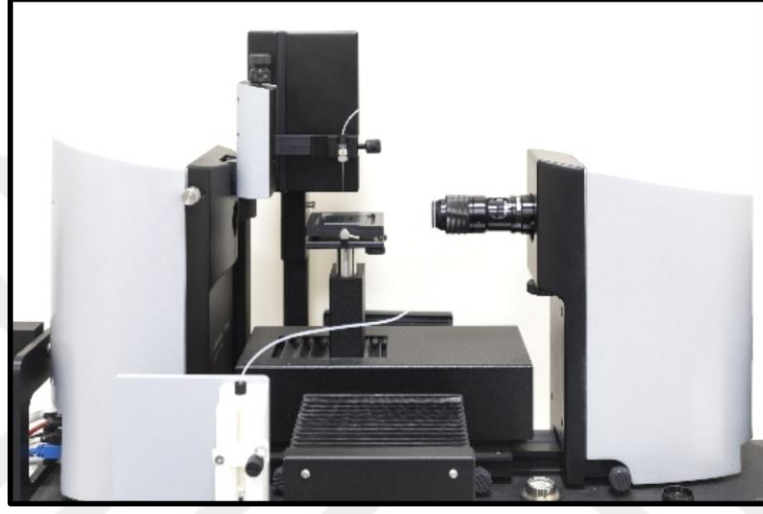
Yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi amacıyla dokunarak taramalı profilometre cihazı (KLA Tencor Stylus Profiler P7) kullanıldı (Şekil 3.14). Bir aparat aracılığıyla sabitlenen örneklerin orta noktasından üç ayrı alanda ölçüm yapılarak elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alındı ve mikrometre (μm) cinsinden yüzey pürüzlülük verileri elde edildi.



Şekil 3.14. Profilometre cihazı

3.4. Temas Açılarının Değerlendirilmesi

Temas açıları, ‘sessile drop’ tekniği ile optik tansiyometre cihazı (Attension Theta Flex) kullanılarak değerlendirildi (Şekil 3.15). Ölçüm için örnekler, cihazın hareketli tablasına yerleştirildi ve üzerlerine 5 mikrolitre (μL) distile su mikropipet ile damlatıldı. Oluşan su damlasının görüntüsü bir kamera aracılığı ile kaydedilerek bilgisayara aktarıldı ve ekrandan görüntülenen temas açısı değerleri hesaplandı.



Şekil 3.15. Optik tansiyometre cihazı

3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Her gruptan ilave olarak hazırlanan bir örneğin yüzey görüntüsü taramalı elektron mikroskobu (Zeiss Sigma300) kullanılarak, $\times 500$, $\times 2000$, $\times 5000$ büyütmede alındı (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. SEM cihazı

3.6. Adeziv Ajan Uygulanması

Yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı ölçümleri yapılan örneklerin bağlanma yüzeylerine adeziv ajan (Visio.link, Bredent, GmbH & Co KG, Senden, Almanya) (Şekil 3.17), tek kullanımlık bir mikrofırçayla ince bir tabaka halinde beş saniye süreyle uygulandıktan sonra hava ile inceltildi. Örnekler, 370-500 nm dalga boyuna sahip polimerizasyon ünitesine (Bre.Lux Güç Ünitesi; Bredent, GmbH & Co KG) (Şekil 3.18) yerleştirildi ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda 90 sn boyunca polimerize edildi.



Şekil 3.17. Visio. link adeziv ajan



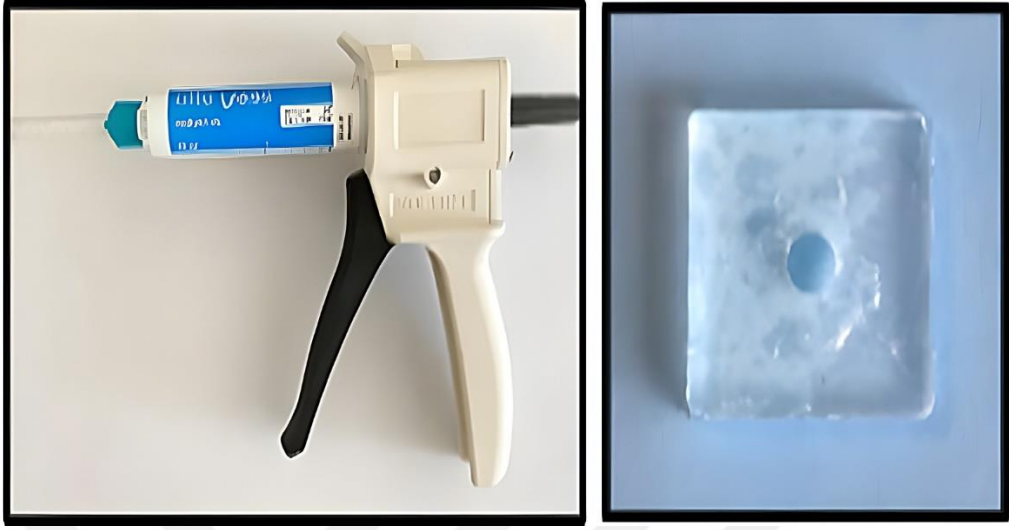
Şekil 3.18. Bre.lux polimerizasyon ünitesi

3.7. Kompozit Rezin Uygulanması

Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında kullanılacak olan silikon model (3 mm iç çap ve yükseklikte), DLP tip 3D yazıcı (Anycubic mono x 6k, Çin) ile elde edilen negatif kalıba (Şekil 3.19) şeffaf ölçü (Zhermack Elite Glass Rovigo, İtalya) materyali doldurulup sertleştirilerek hazırlandı (Şekil 3.20). Ayrıca DLP tip 3D yazıcı kullanılarak hazırlanan özel bir düzenekle silikon kalıpların örnek üzerinde kaymadan durması ve kompozit rezinin (Crea.Lign, Bredent, Almanya) (Şekil 3.21) tam merkeze gelecek şekilde yerleştirilmesi sağlandı (Şekil 3.22).



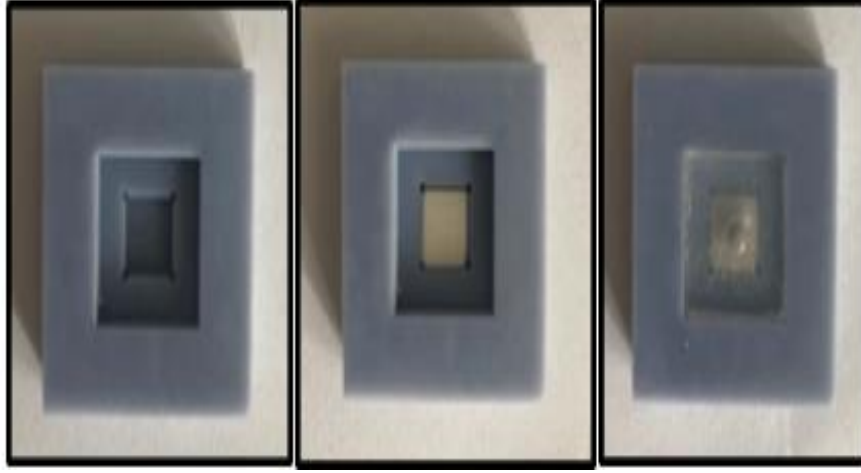
Şekil 3.19. Silikon kalıp için oluşturulan negatif



Şekil 3.20. Şeffaf ölçü materyali ve silikon kalıp



Şekil 3.21. Kompozit rezin

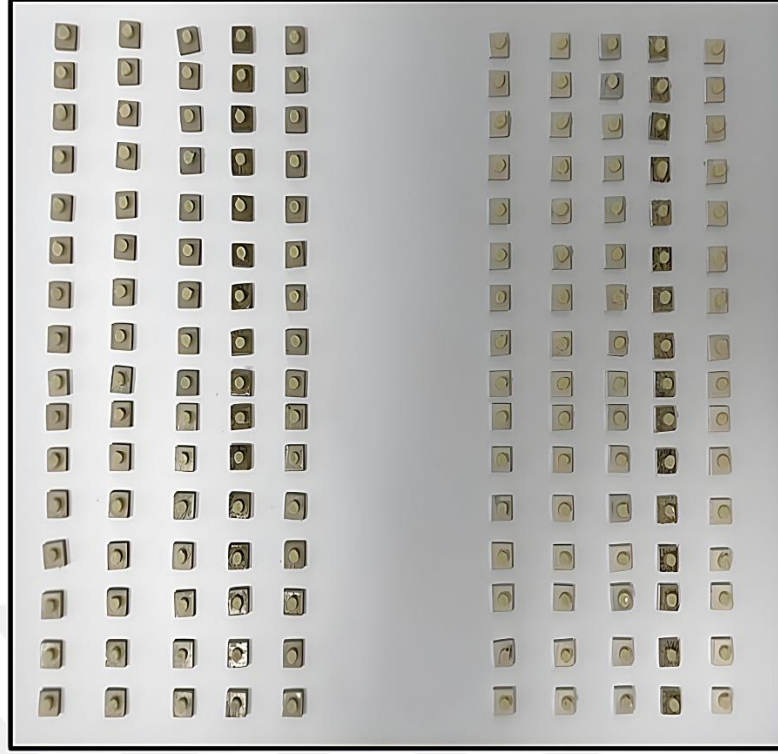


Şekil 3.22. Kompozit rezinin örnek yüzeyine uygulanması için oluşturulan düzenek

Kompozit rezinlerin ön polimerizasyon işlemi üretici firma talimatları doğrultusunda ışık cihazı (Valo Grand, Ultradent Products) kullanılarak 15 sn süreyle yapıldı (Şekil 3.23). Her polimerizasyon işleminden sonra led ışık cihazının gücü kalibrasyon cihazı ile kontrol edildi. Üretici firma talimatları doğrultusunda ilk polimerizasyonları adeziv sistem için kullanılan polimerizasyon ünitesinde (Şekil 3.18)180 saniye süreyle tamamlanan kompozit rezinlerin, son polimerizasyonları 360 saniye boyunca yapıldı. Kompozit rezin uygulanan PEEK ve PEKK örnekler Şekil 3.24’ de gösterildi.



Şekil 3.23. Kullanılan ışık cihazı



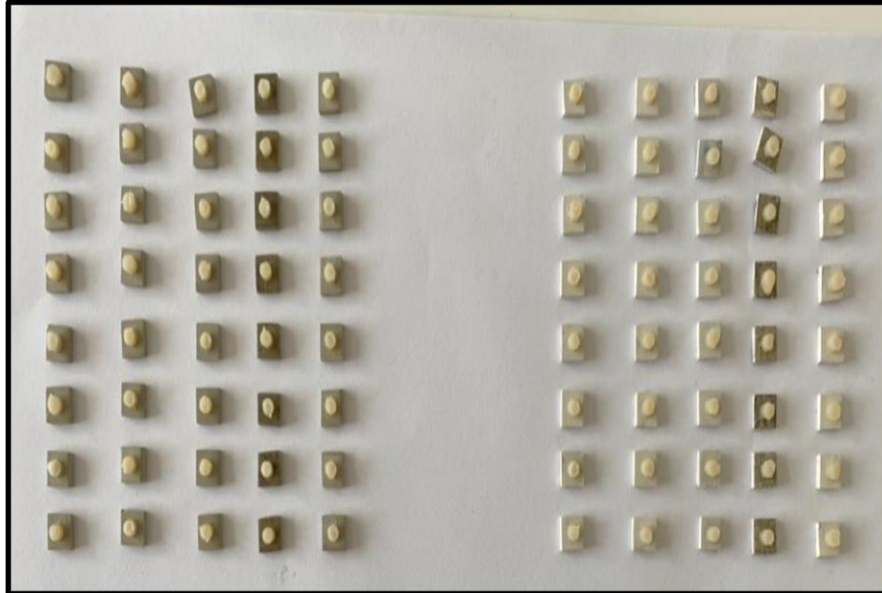
Şekil 3.24. Kompozit resin uygulanan PEEK ve PEKK örnekler

3.8. Termal Yaşlandırma İşleminin Uygulanması

Kompozit resin tatbik edildikten sonra, distile suda (37 °C) 24 saat bekletilen örneklerin yarısına termal yaşlandırma cihazı (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) (Şekil 3.25) kullanılarak, soğuk su banyo sıcaklığı 5°C, sıcak su banyo sıcaklığı 55°C olacak ve her bir su banyosunda 20 sn kalacak şekilde, su banyoları arasında 10 sn bekleme süresi bırakılarak, 5000 devir yapay yaşlandırma işlemi uygulandı (Şekil 3.26). Termal yaşlandırma işlemi sırasında sıcak su banyosunda buharlaşmadan kaynaklanan su kayıplarını telafi etmek için, banyonun sıcaklığı değişmeyecek şekilde su eklendi.



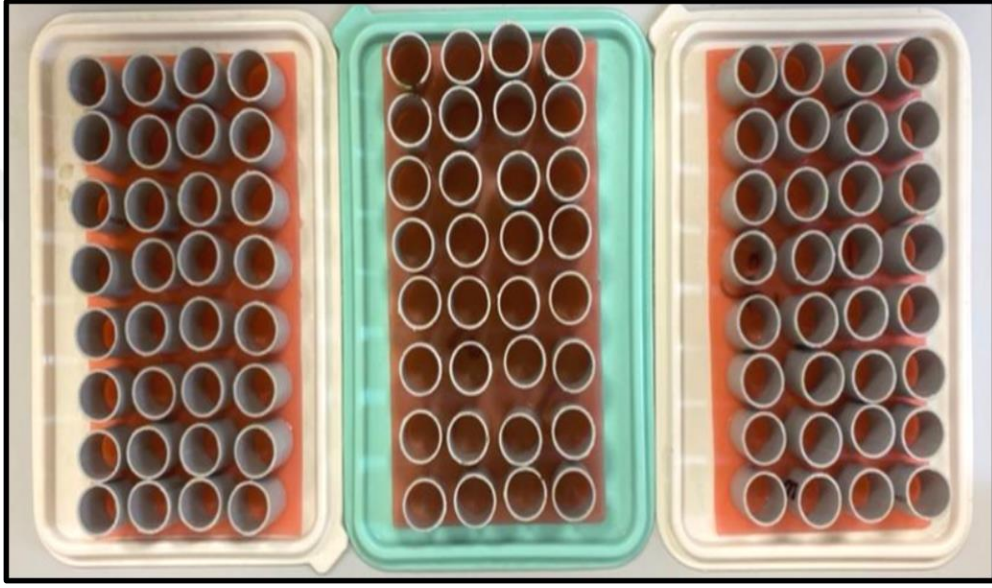
Şekil 3.25. Termal yaşlandırma cihazı



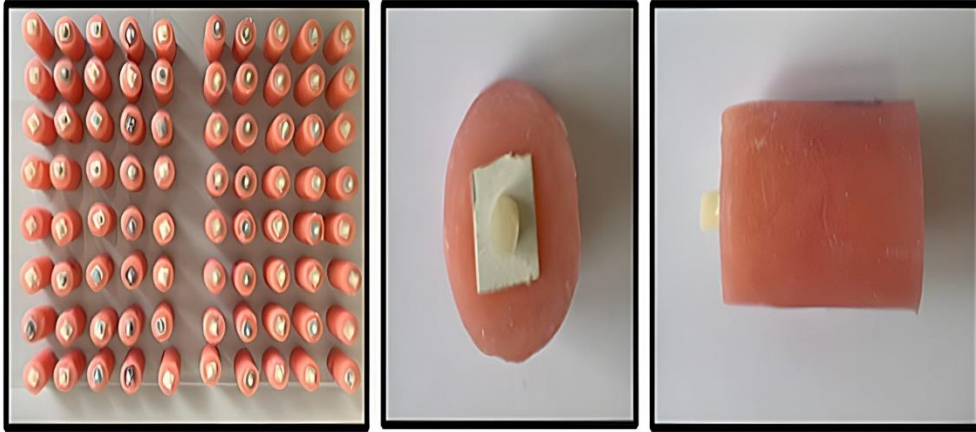
Şekil 3.26. Termal yaşlandırma işlemi uygulanan örnekler

3.9. Örneklerin Akrilik Rezine Yerleştirilmesi

Bağlanma dayanımı test cihazına uygun olacak şekilde silindirik biçimindeki kalıplar (15 mm çapında ve 20 mm yüksekliğinde) (Şekil 3.27) su borusu kesilerek elde edildi. Kalıpların içerisine otopolimerizan akrilik rezin (S.C; Imicryl, Konya, Turkey) konuldu ve PEEK ile PEKK örnekler bu akriliğin ortasına gelecek şekilde yerleştirildi. Akrilik rezinler sertleştikten sonra örnekler kalıplardan ayrıldı (Şekil 3.28).



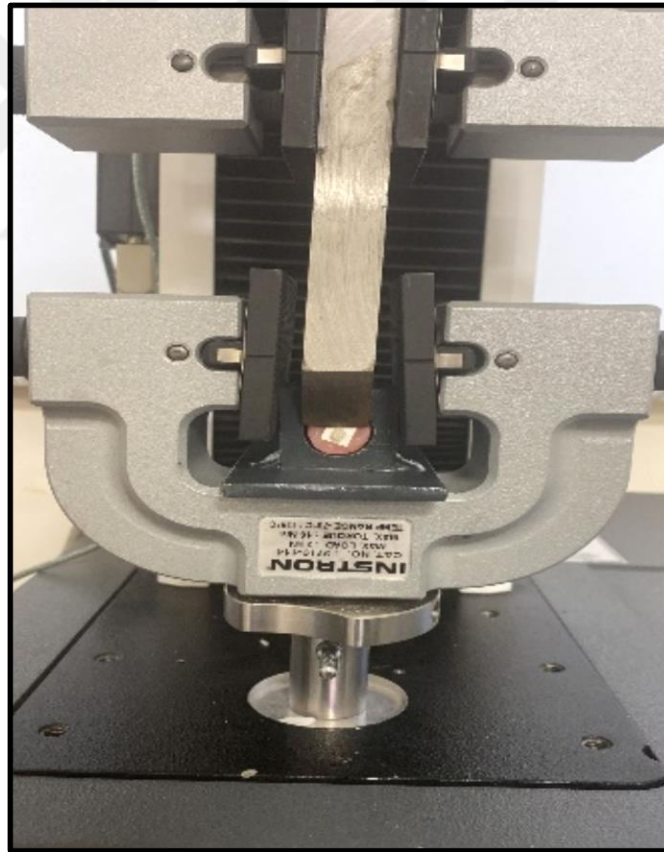
Şekil 3.27. Akrilik rezine yerleştirmek için hazırlanan kalıplar



Şekil 3.28. Akrilik rezine yerleştirilen PEEK ve PEKK örnekler

3.10. Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Bağlanma dayanımı testi, Universal test makinasında (Instron 3340, Wycombe, Birleşik Krallık) (Şekil 3.29) yapıldı. Akrilik rezine gömülen örnekler cihazın tutucu kısmına yerleştirilerek sabitlendikten sonra bıçak sırtı şeklindeki metal uç; PEEK ve PEKK alt yapılar ile kompozit rezinlerin bağlanma yüzeyine paralel olacak şekilde yerleştirildi ve 1 mm/dk başlık hızıyla kuvvet uygulandı. Kompozit rezinlerin polimer yüzeyinden ayrılma anındaki maksimum kuvvet değeri Newton (N) olarak tespit edildi. Kırılma yükü bağlanma alanına bölünerek (Bağlanma Dayanımı (MPa) = Yük (N) / Alan (mm^2), Alan = (πr^2) , r = bağlanma yüzeyinin yarıçapı, $\pi=3.14$) bağlanma dayanımı değeri MegaPaskal (MPa) olarak elde edildi.



Şekil 3.29. Örneklere kuvvet uygulanması

3.11. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin analizi IBM SPSS V23 (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 23.0. Armonk, NY: IBM Corp.) programı kullanılarak yapıldı. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testiyle incelendi. Varyans analizi ile veriler değerlendirildi. Çoklu karşılaştırmalar için Tukey HSD testi kullanıldı. Bağlanma dayanımı, yüzey pürüzlülük ve temas açısı arasındaki ilişkinin incelenmesinde Pearson korelasyon katsayısı kullanıldı.



4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirilmesi

Dokunarak taramalı profilometre cihazı ile elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinin varyans analiz sonuçları Tablo 4.1' de gösterildi.

Tablo 4.1. Yüzey pürüzlülük değerlerinin varyans analiz sonuçları

	SD	F	p	KEK
Materyal	1	44.840	0.001	0.230
Yüzey İşlemi	4	4.9	0.001	0.116
Materyal x Yüzey İşlemi	4	0.04	0.997	0.001

F: Varyans analizi test istatistiği, SD: Serbestlik derecesi, KEK: Kısmi eta kare, $R^2=30.10\%$, Düzeltilmiş $R^2=25.91\%$

Varyans analiz tablosu incelendiğinde; materyal türünün ve uygulanan yüzey işlemlerinin anlamlı ($p<0.001$) olduğu, materyal türü ile yüzey işlemleri etkileşiminin ise anlamlı olmadığı ($p>0.05$) istatistiksel olarak saptandı (Tablo 4.1).

Yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalama, standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.2' de gösterildi.

Tablo 4.2. Yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalama (μm), standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Yüzey İşlemi	Materyal				Toplam	
	PEEK		PEKK		Ortalama	Standart Sapma
	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma		
Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kumlama)	5.37 ^{A,a}	2.18	3.42 ^{A,b}	0.49	4.40 ^{AB}	1.84
Grup 2 (Alüminyum Oksit Kumlama+Hidroflorik Asit)	5.82 ^{A,a}	3.37	3.94 ^{A,a}	0.96	4.88 ^A	2.62
Grup 3 (Alüminyum Oksit Kumlama+Tribokimyasal Kumlama)	4.99 ^{A,a}	2.51	3.10 ^{A,a}	0.60	4.05 ^{AB}	2.04
Grup 4 (Alüminyum Oksit Kumlama+Nd: YAG Lazer)	4.25 ^{A,a}	1.30	2.42 ^{A,a}	0.73	3.33 ^B	1.39
Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+Er: YAG Lazer)	5.83 ^{A,a}	1.60	4.20 ^{A,a}	1.17	5.01 ^A	1.61
Toplam	5.25 ^a	2.33	3.42 ^b	1.02	4.33	2.02

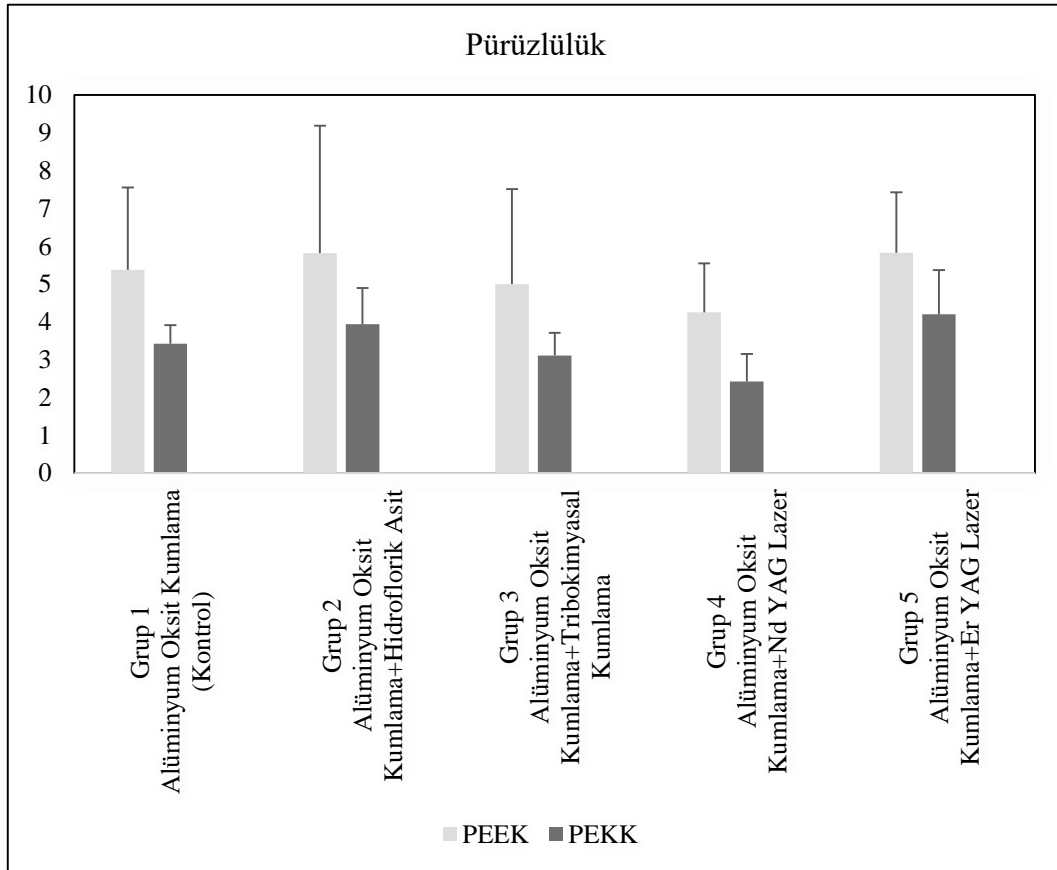
Aynı harfe sahip ortalamalar arasında fark yoktur. Farklı büyük ve küçük harfler sırasıyla sütun ve satır içi anlamlı farklılığı gösterir ($p < 0.05$)

Yüzey pürüzlülük değeri; en fazla ($5.83 \mu\text{m}$) PEEK materyalinden hazırlanan Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+Er: YAG Lazer), en az ($2.42 \mu\text{m}$) PEKK materyalinden elde edilen Grup 4 (Alüminyum Oksit Kumlama+Nd: YAG Lazer) örneklerde tespit edildi (Tablo 4.2, Şekil 4.1).

Yapılan çoklu karşılaştırma testi sonucunda; PEEK ve PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde, yüzey işlemi grupları arasında pürüzlülük değerleri açısından elde edilen farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p > 0.05$) saptandı. Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kumlama) PEEK örneklerdeki yüzey pürüzlülüğü değerleri, PEKK örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinden anlamlı ($p < 0.05$) şekilde daha fazla bulundu, diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık elde edilmedi ($p > 0.05$) (Tablo 4.2).

PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerden anlamlı ($p<0.05$) şekilde daha fazla yüzey pürüzlülük değerleri tespit edildi. Ortalama yüzey pürüzlülük değeri PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde $5.25 \mu\text{m}$, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde ise $3.42 \mu\text{m}$ olarak belirlendi.

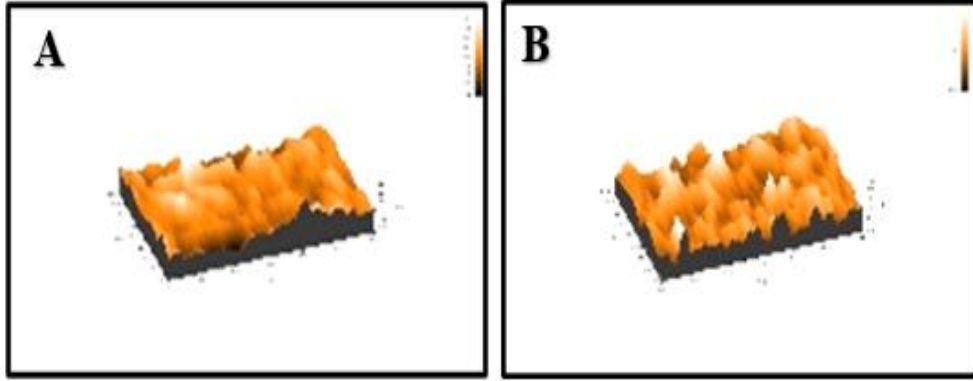
Materyallerden bağımsız olarak, Grup 2 (Alüminyum Oksit Kumlama+Hidroflorik Asit) ve Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+ Er: YAG Lazer)'deki örneklerin, Grup 4 (Alüminyum Oksit Kumlama+ Nd: YAG Lazer)'deki örneklerden anlamlı ($p<0.05$) miktarda daha fazla yüzey pürüzlülük değerleri gösterdiği, diğer gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı ($p>0.05$) saptandı (Tablo 4.2).



Şekil 4.1. Yüzey pürüzlülük değerlerinin grafiksel gösterimi

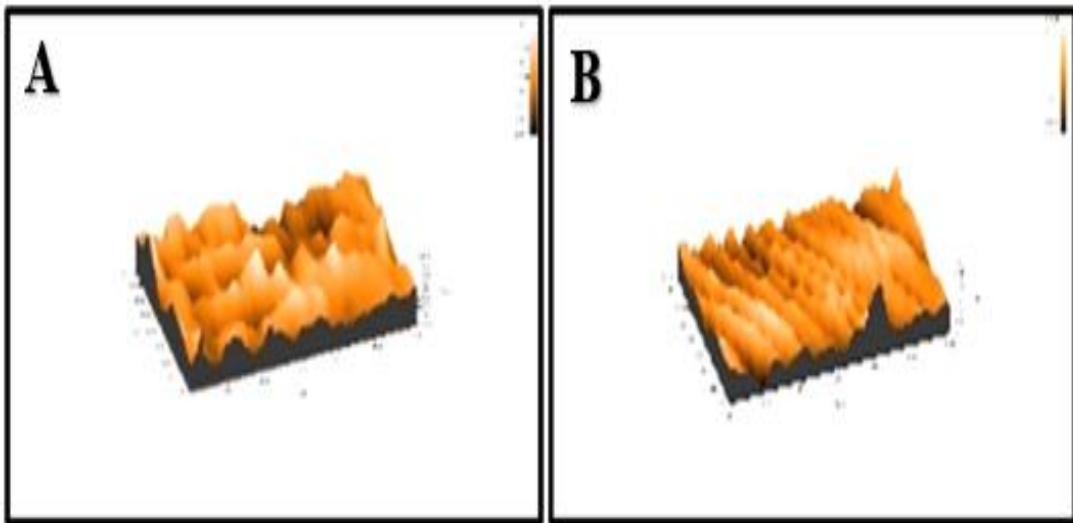
Farklı yüzey işlemi uygulanan örneklerden elde edilen profilometre görüntülerinden her gruptan bir tane Şekil 4.2- 4.6'da verildi.

PEEK' ten hazırlanan Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) örneğın yüzeyinde yuvarlak tepe, çukur ve vadi şeklinde oluşumların olduğu, PEKK' ten elde edilen Grup 1 (Kontrol; Alüminyum Oksit Kuşlama) örneğın yüzeyinde ise birbirine yakın ve değişik seviyelerde, dikenimsi çıkıntılarının ve yuvarlak tepelerin bulunduğu tespit edildi (Şekil 4.2).



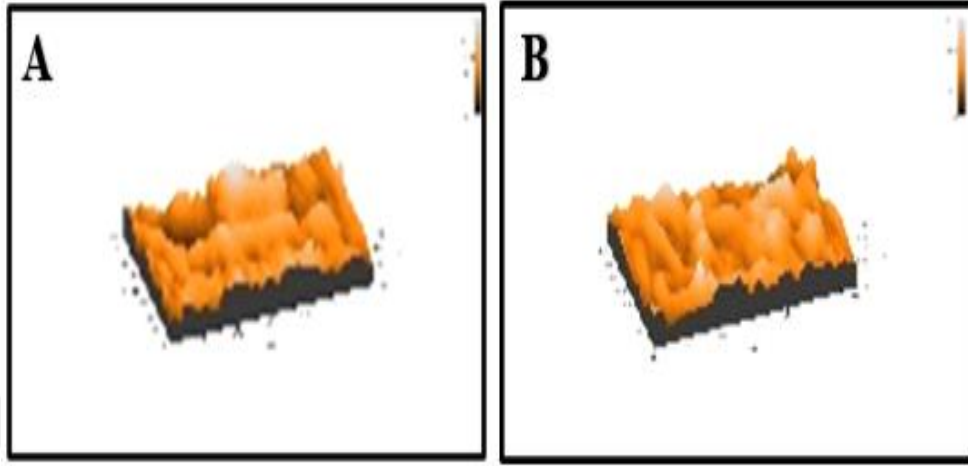
Şekil 4.2. Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) örneklerin profilometre görüntüsü, A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri

Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) PEEK örnekte; değişik seviyelerde, dikenimsi çıkıntılar ve yuvarlak tepeler, PEKK örnekte ise ince düzenli kısa çıkıntılar ve bu çıkıntılarının arasında derin çukurlarının olduğu bir yüzey görüntüsü elde edildi (Şekil 4.3).



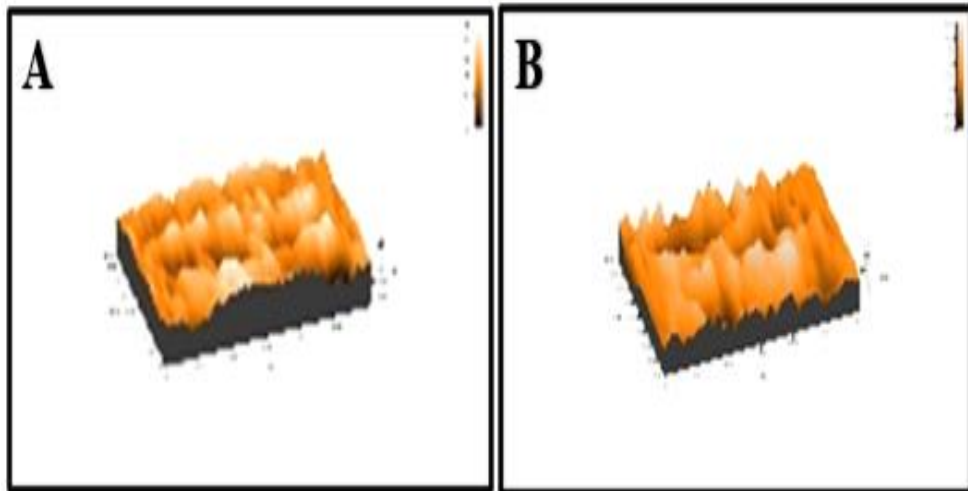
Şekil 4.3. Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) örneklerin profilometre görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri

Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) PEEK örnekte; ince düzensiz kısa çıkıntılar, geniş kraterler ve derin çukurlar, PEKK örnekte ise daha çok ve sivri çıkıntılar ile kraterler saptandı (Şekil 4.4).



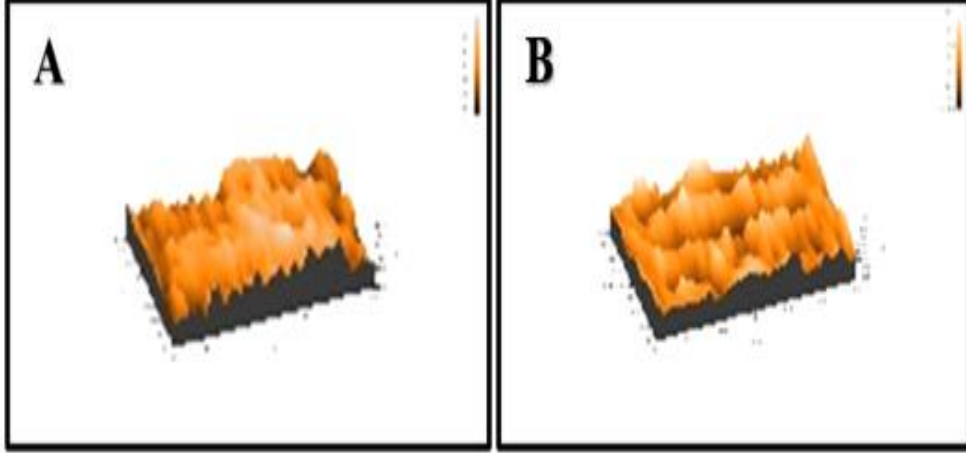
Şekil 4.4. Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) örneklerin profilometre görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri

Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Nd: YAG Lazer) PEEK örnekte, birbirine yakın ve alçak seviyede dikenimsi olmayan çıkıntılar ile çukurcukların bulunduğu, PEKK örnekte ise, krater boyları daha uzun ve ara sıra dikenimsi olan çıkıntılar ile derin çukurların olduğu yüzey görüntüsü tespit edildi (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Nd: YAG Lazer) örneklerin profilometre görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri

Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Er: YAG Lazer) PEEK örneğinin yüzeyinde, farklı yükseklikte ve düzenli yerleşmiş sivriği azalmış, keskin olmayan çıkıntı şeklinde oluşumlar, PEKK örnekte ise farklı yükseklikte ve düzenli bir sırada yerleşmiş sivri çıkıntı şeklinde oluşumlar ile derin çukurlar gözlemlendi (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Er: YAG Lazer) örneklerinin profilometre görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri

4.2. Temas Açısı Verilerinin Değerlendirilmesi

Temas açısı değerlerinin varyans analiz sonuçları Tablo 4.3’te gösterildi.

Tablo 4.3. Temas açısı değerlerinin varyans analiz sonuçları

	SD	F	P	KEK
Materyal	1	1.750	0.188	0.012
Yüzey işlemleri	4	328.340	<0.001	0.897
Materyal x Yüzey İşlemleri	4	5.030	0.001	0.118

F: Varyans analizi test istatistiği, SD: Serbestlik derecesi, KEK: Kısmi eta kare, $R^2=89.90\%$, Düzeltilmiş $R^2=89.29\%$

Varyans analiz tablosu incelendiğinde; kullanılan materyal çeşidinin anlamlı ($p>0.05$) olmadığı, uygulanan yüzey işlemleri ile materyal ve yüzey işlemleri etkileşiminin anlamlı olduğu ($p<0.001$) istatistiksel olarak saptandı (Tablo 4.3).

Elde edilen temas açısı değerlerinin ortalama, standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.4' de gösterildi.



Tablo 4.4. Temas açısı değerlerinin ortalama (°), standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

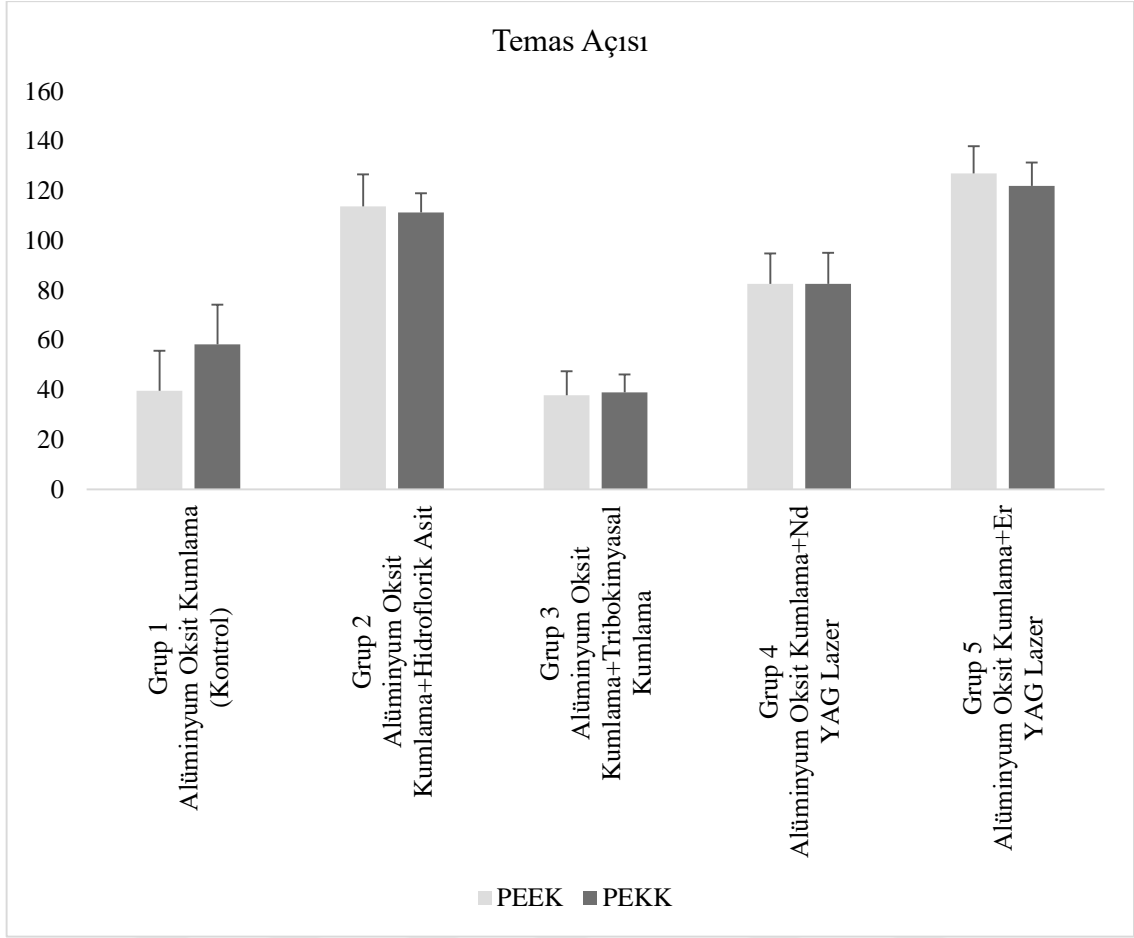
Yüzey İşlemi	Materyal					
	PEEK		PEKK		Toplam	
	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1 (Kontrol Grubu: Alüminyum Oksit Kuşlama)	39.57 ^{E,a}	16.06	58.27 ^{C,b}	16.01	48.92 ^D	18.41
Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit)	113.72 ^{A,a}	12.94	111.25 ^{A,a}	7.72	112.48 ^B	10.56
Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama)	37.77 ^{E,a}	9.64	38.90 ^{D,a}	7.31	38.34 ^E	8.44
Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer)	82.65 ^{C,a}	12.12	82.63 ^{B,a}	12.43	82.64 ^C	12.07
Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer)	126.96 ^{A,a}	10.94	122 ^{A,a}	9.39	124.48 ^A	10.34
Toplam	80.14 ^a	38.98	82.61 ^a	33.22	81.37	36.12

Aynı harfe sahip ortalamalar arasında fark yoktur. Farklı büyük ve küçük harfler sırasıyla sütun ve satır içi anlamlı farklılığı gösterir (p<0.05)

En yüksek ortalama temas açısı değeri (126.96°); PEEK materyalinden hazırlanan Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Er: YAG Lazer) örneklerde elde edildi. En düşük ortalama temas açısı değeri (37.77°) PEEK materyalinden hazırlanan Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) örneklerde saptandı (Tablo 4.4).

Yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucunda; PEEK materyalinden hazırlanan; Grup 1 (Kontrol Grubu: Alüminyum Oksit Kuşlama) ile Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama), Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) ile Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) örnekler arasında fark olmadığı ($p>0.05$), Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örneklerin temas açısı değerlerinin ise bu gruplardan farklı ($p<0.05$) olduğu, PEEK materyalinden hazırlanan; Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) ile Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) örnekler arasında fark olmadığı ($p>0.05$), diğer grupların temas açısı değerlerinin birbirlerinden ve bu gruplardan farklı ($p<0.05$) olduğu istatistiksel olarak tespit edildi (Tablo 4.4).

PEEK ile PEKK materyallerinden hazırlanan örneklerin temas açısı değerleri arasında anlamlı ($p>0.05$) bir farklılık görülmedi. PEEK materyalinden hazırlanan örneklerin ortalama temas açısı değeri 80.14° , PEKK materyalinden hazırlanan örneklerin ortalama temas açısı değeri 82.61° olarak elde edildi (Tablo 4.4). Temas açısı değerlerinin grafiksel gösterimi Şekil 4.7' de verildi.



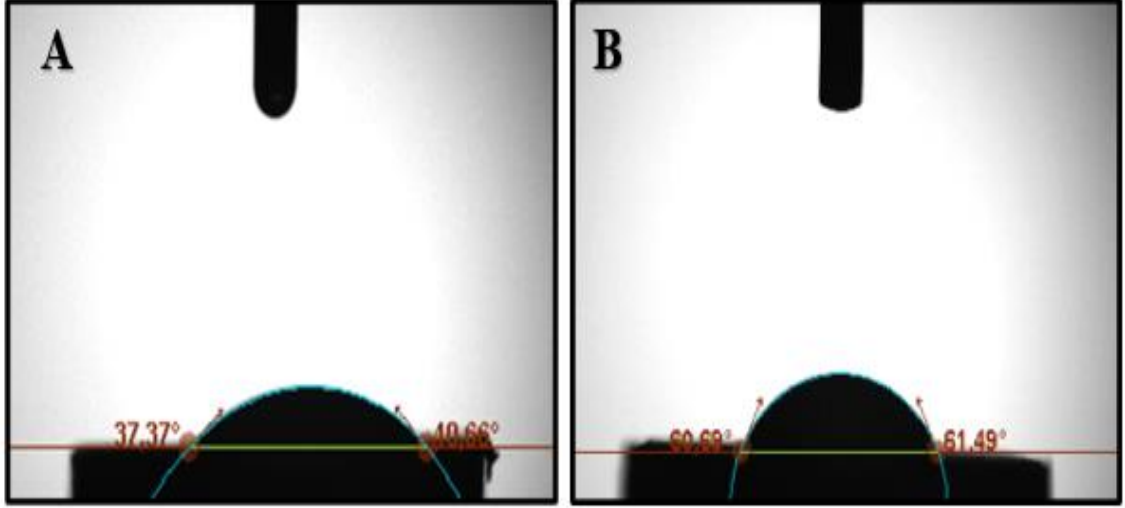
Şekil 4.7. Temas açısı değerlerinin grafiksel gösterimi

Materyallerden bağımsız olarak değişik yüzey işlemlerinde temas açısı değerlerinin anlamlı bir farklılık ($p < 0.05$) gösterdiği, en yüksek temas açısı değerlerinin Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer), en düşük temas açısı değerlerinin ise Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) örneklerde olduğu belirlendi (Tablo 4.4).

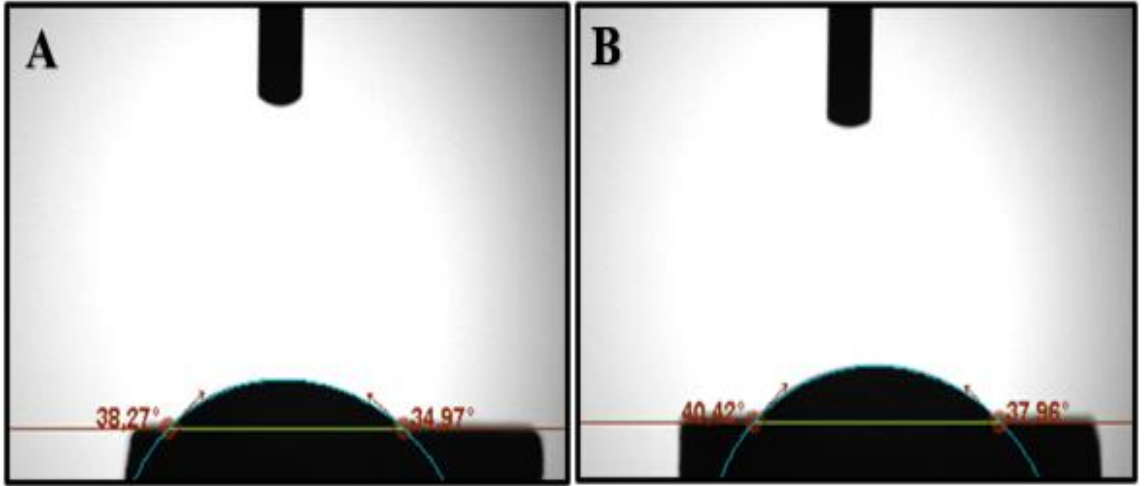
Yüzey işlemine göre ortalamaya en yakın temas açısı değerine sahip bir örneğin (PEEK, PEKK) görüntüsü Şekil 4.8- 4.12' de verildi.

PEEK ve PEKK materyallerinden hazırlanan örneklerin temas açısı görüntüleri değerlendirildiğinde; Grup 1 (Kontrol Grubu: Alüminyum Oksit Kuşlama) (Şekil 4.8), Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) (Şekil 4.9) ve Grup 4

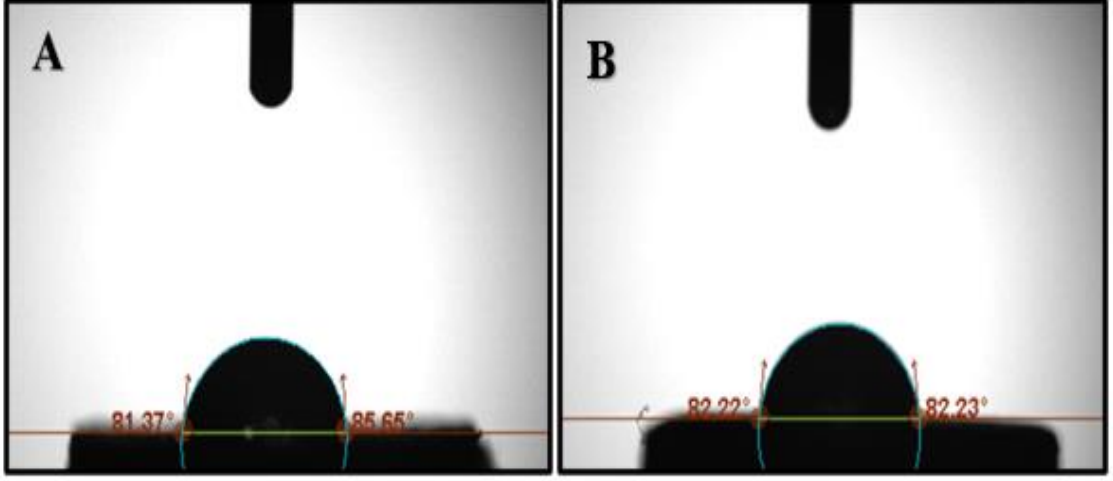
(Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) (Şekil 4.10) de hidrofilik yüzeyler oluştuğı görüldü. Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) (Şekil 4.11) ve Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) (Şekil 4.12) de ise hidrofobik yüzeyler belirlendi.



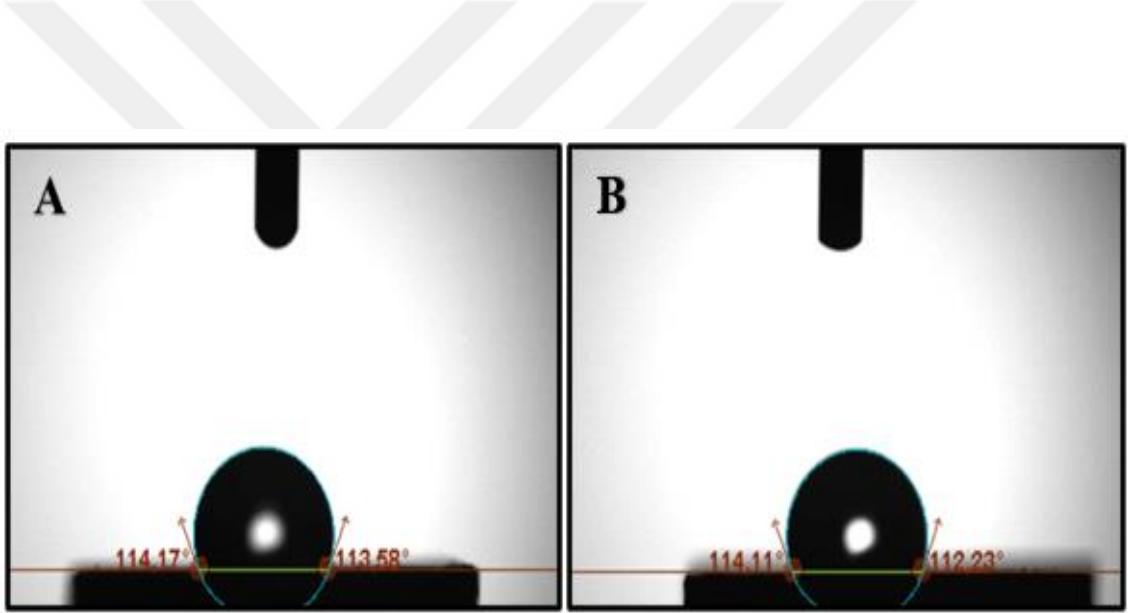
Şekil 4.8. Grup 1 (Kontrol Grubu: Alüminyum Oksit Kuşlama) örneklerin temas açısı görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri



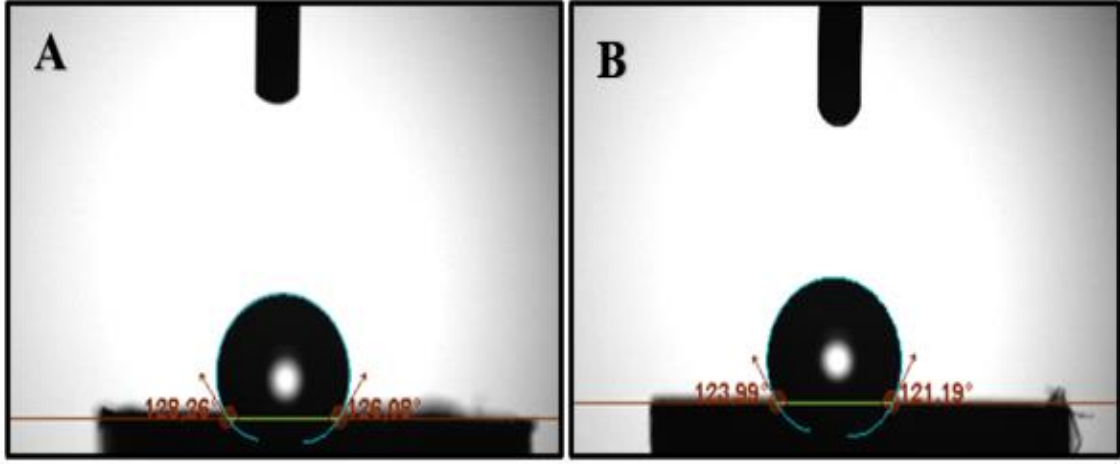
Şekil 4.9. Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) örneklerin temas açısı görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri



Şekil 4.10. Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örneklerin temas açısı görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri



Şekil 4.11. Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) örneklerin temas açısı görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri

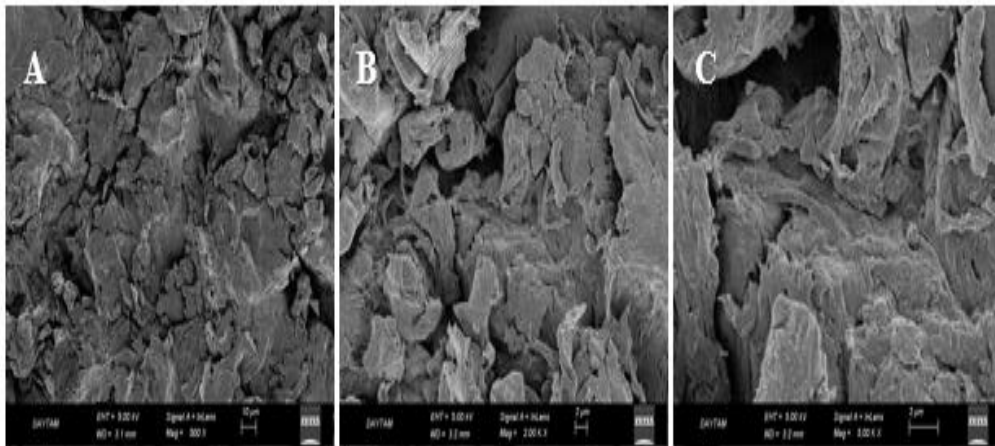


Şekil 4.12. Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama + Er: YAG Lazer) örneklerin temas açısı görüntüsü; A. PEEK polimeri, B. PEKK polimeri

4.3. SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi

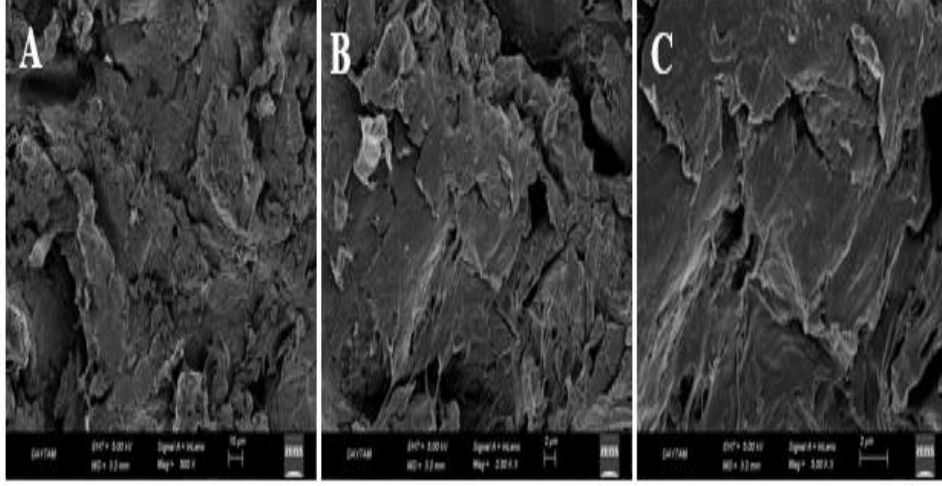
PEEK ve PEKK materyallerinden fazla hazırlanan, farklı yüzey işlemleri uygulanan bir örneğin 500-2000-5000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri Şekil 4.13- 4.22' de verildi.

PEEK materyalinden hazırlanan Grup 1 (Kontrol Grubu: Alüminyum Oksit Kuşlama) örneğin 500, 2000, 5000 büyütmelerdeki SEM görüntülerinde; düzenli olmayan krater yapı ile derin çukurcukların olduğu yüzey morfolojisi görüldü (Şekil 4.13).



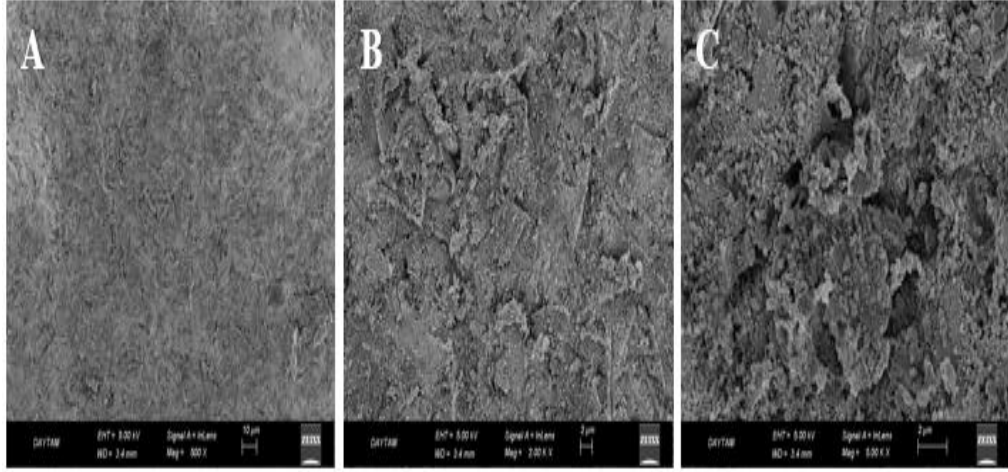
Şekil 4.13. Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) PEEK örneğin SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000 büyütme, C.x5000

PEEK materyalinden hazırlanan Grup 2 (Alüminyum Oksit Kumlama+Hidroflorik Asit) örneğin 500, 2000, 5000 büyütmelelerdeki SEM görüntülerinde; genel olarak girintili çıkıntılı düzensiz bir yapı oluştuğu ve örnek yüzeyinde birçok çizik tarzı oluşumların bulunduğu görüldü. Bu çizik yapı 5000 büyütmede daha net olarak izlendi (Şekil 4.14).



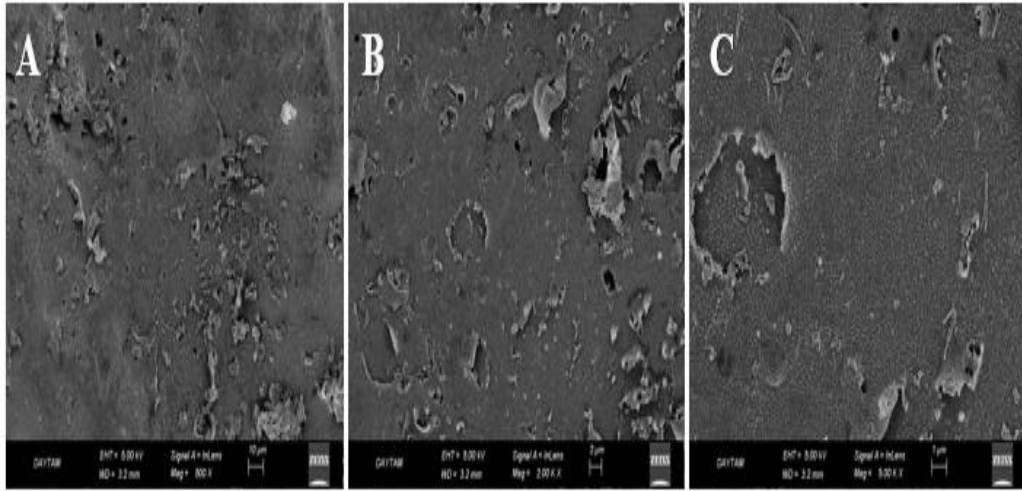
Şekil 4.14. Grup 2 (Alüminyum Oksit Kumlama+Hidroflorik Asit) PEEK örneğin SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000

PEEK materyalinden hazırlanan Grup 3 (Alüminyum Oksit Kumlama+Tribokimyasal Kumlama) örneğin 500, 2000, 5000 büyütmelelerdeki SEM görüntülerinde; yüzeyin bazı yerlerinde yarık ve çukurlar olmasına karşın, neredeyse homojen ağımsı bir tabakayla kaplı kraterimsi alanların bulunduğu görüldü (Şekil 4.15).



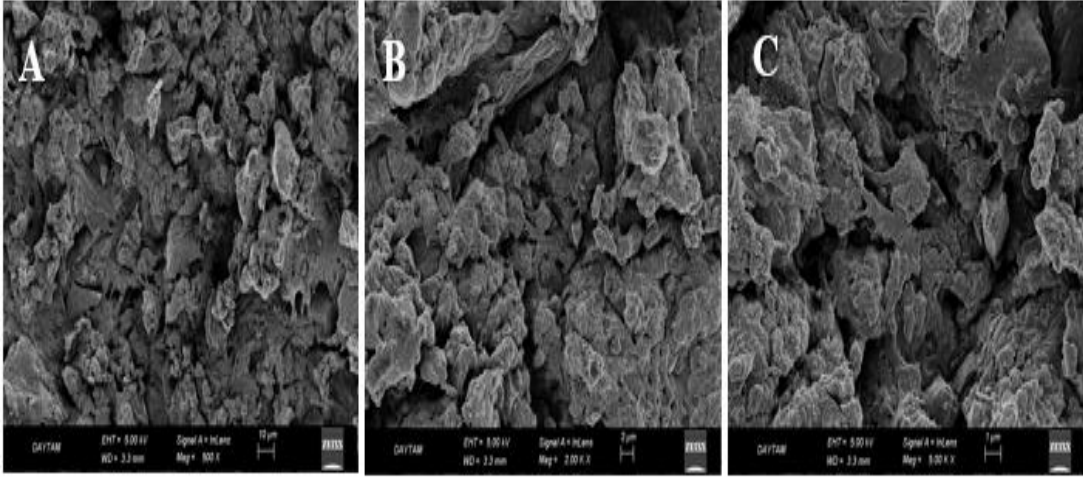
Şekil 4.15. Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000

PEEK materyalinden hazırlanan Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örneğın 500, 2000, 5000 büyütmeledeki SEM görüntülerinde; bazı mikro çukurcuklar gözlenmesine karşın, pürüzsüze yakın düzenli bir yüzey morfolojisi izlendi (Şekil 4.16).



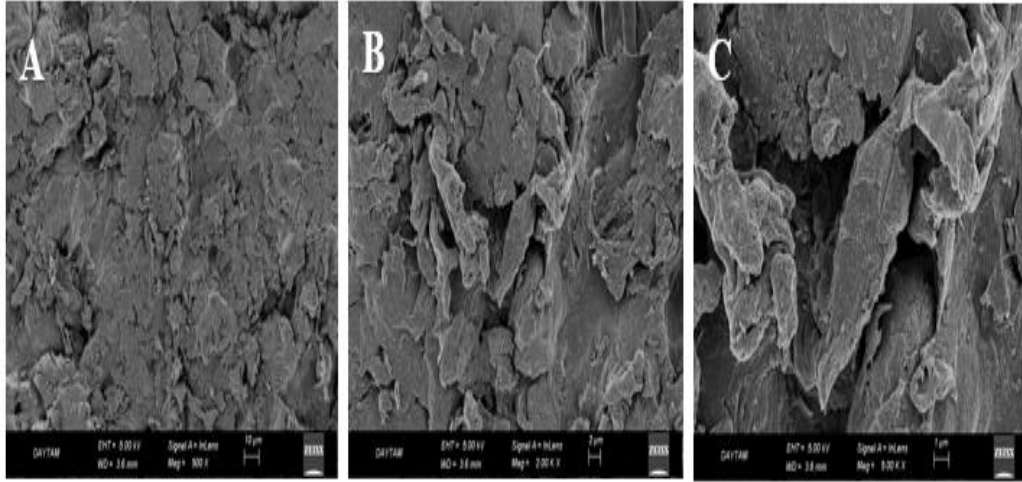
Şekil 4.16. Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000

PEEK materyalinden hazırlanan Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er YAG Lazer) örneğın 500, 2000, 5000 büyütmeledeki SEM görüntülerinde; yüzeyin diğerk gruplardan oldukça farklı olduğu, belirgin tepcikler ve etrafında çukurcukların bulunduğu görüldü (Şekil 4.17).



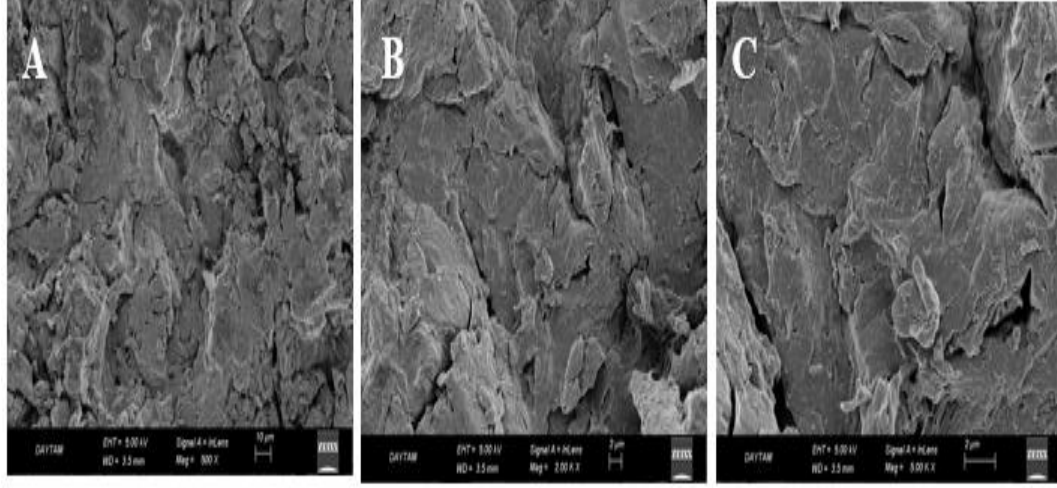
Şekil 4.17. Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000

PEKK materyalinden hazırlanan Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) örneğın 500, 2000, 5000 büyütmelelerdeki SEM görüntülerinde; düzenli olmayan krater yapı ile oldukça derin çukurcukların olduğu yüzey morfolojisi izlendi (Şekil 4.18).



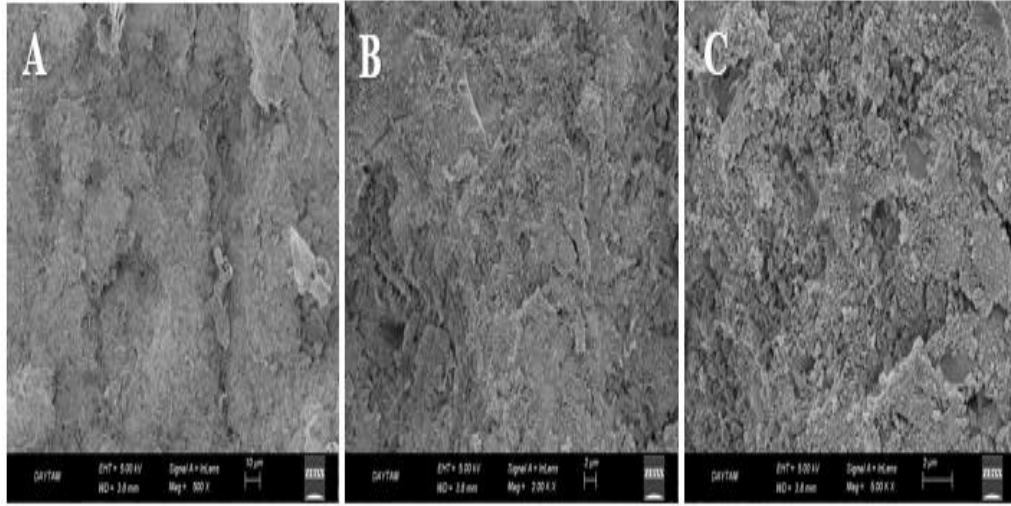
Şekil 4.18. Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000

PEKK materyalinden hazırlanan Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) örneğın, 500, 2000, 5000 büyütmelelerdeki SEM görüntülerinde; genel olarak girintili çıkıntılı düzensiz bir yapı olduğu belirlendi. Ayrıca yüzeyde birçok çizik tarzı oluşum izlendi. Bu çizik yapı ve çizikleri takip eden uzunlamasına çukurcuklar 5000 büyütmede daha net olarak görüldü (Şekil 4.19).



Şekil 4.19. Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) PEKK örneğinin SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000

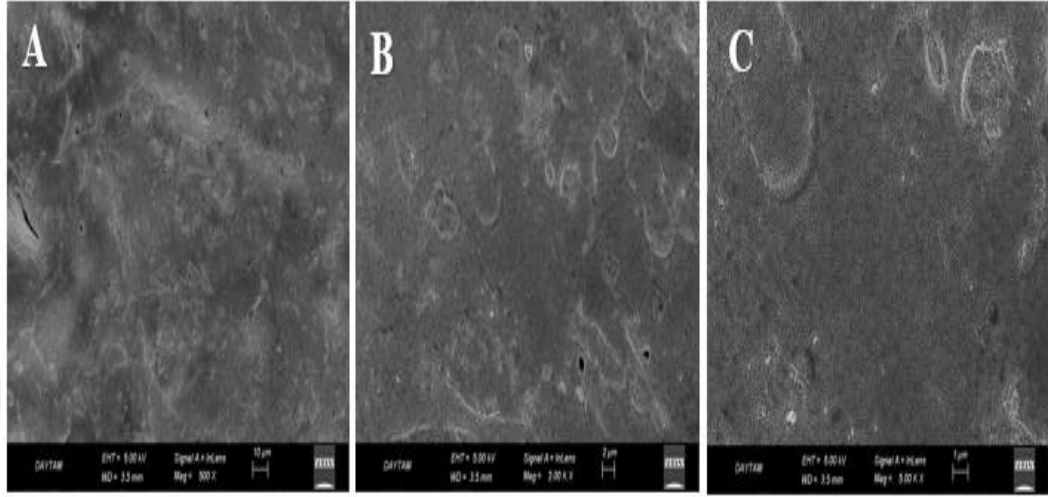
PEKK materyalinden hazırlanan Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) örneğinin 500, 2000, 5000 büyütmeledeki SEM görüntüleri; aynı yüzey işlemleri uygulanan PEEK materyalinden hazırlanan örnekten çok daha homojen olup, küçük küçük lifimsi yapılar içerdiği belirlendi. Özellikle bu yapıların 5000 büyütmede çok daha net ve yoğun bir şekilde olduğu görüldü (Şekil 4.20).



Şekil 4.20. Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) PEKK örneğinin SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000

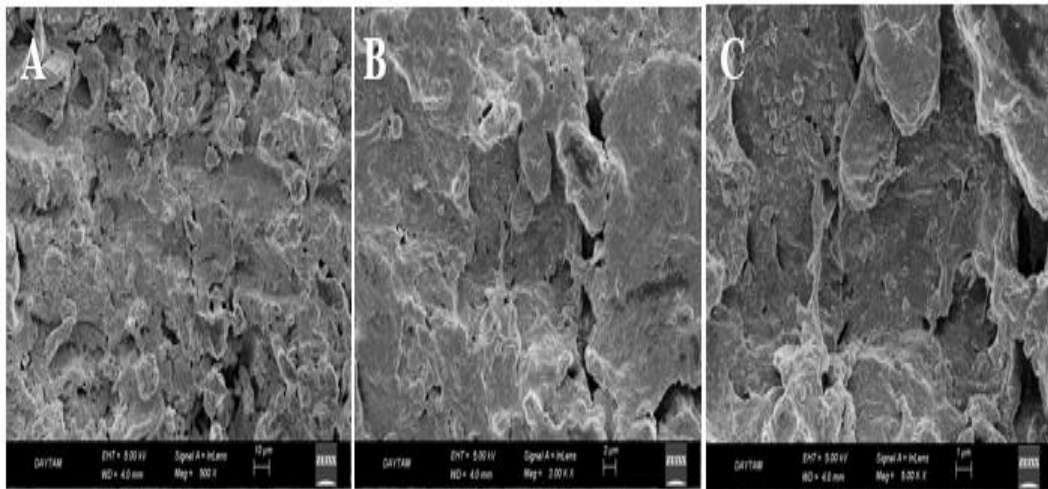
PEKK materyalinden hazırlanan Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örneğinin 500, 2000, 5000 büyütmeledeki SEM görüntülerinde; neredeyse tamamı pürüzsüz ve yakın düzenli bir yüzey morfolojisi gösterdiği gözlemlendi. Mikro noktacıkların

az sayıda olmasına karşın, PEEK materyalinden hazırlanan aynı işlem grubundaki örneğin yüzeyi ile karşılaştırıldığında yok denecek kadar az olduğu belirlendi (Şekil 4.21).



Şekil 4.21. Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000

PEEK materyalinden hazırlanan Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) örneğın 500, 2000, 5000 büyütmelelerdeki SEM görüntülerinde; yüzeyde diğeri gruplara göre oldukça belirgin tepelikler ve etrafında çukurcuklar görüldü. PEEK materyalinden hazırlanan örnekten farklı olarak bu çukurcukların tepesinin ağımsı şekilde örüldüğü belirlendi (Şekil 4.22).



Şekil 4.22. Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) PEEK örneğın SEM görüntüleri; A. x500, B. x2000, C. x5000

4.4. Bağlanma Dayanımı Verilerinin Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanımı değerlerinin varyans analiz sonuçları Tablo 4.5' te gösterildi.

Tablo 4.5. Bağlanma dayanımı değerlerinin varyans analiz sonuçları

	SD	F	P	KEK
Materyal	1	2.230	0.138	0.016
Yüzey İşlemi	4	7.630	<0.001	0.179
Termal Yaşlandırma	1	0.550	0.459	0.004
Materyal x Yüzey İşlemi	4	3.240	0.014	0.085
Materyal x Termal Yaşlandırma	1	9.060	0.003	0.061
Termal Yaşlandırma x Yüzey İşlemi	4	0.380	0.822	0.011
Materyal x Termal Yaşlandırma x Yüzey İşlemi	4	0.380	0.821	0.011

F: Varyans analizi test istatistiği, SD: Serbestlik derecesi, KEK: Kısmi eta kare, $R^2=29.42\%$, Düzeltilmiş $R^2=19.84\%$

Varyans analiz tablosu incelendiğinde; materyal farklılığının ve termal yaşlandırma işleminin anlamsız ($p>0.05$), uygulanan yüzey işleminin anlamlı ($p<0.001$), materyal ile yüzey işlemi etkileşiminin, materyal ile termal yaşlandırma etkileşiminin anlamlı ($p<0.01$) ve diğer etkileşimlerin anlamsız ($p>0.05$) olduğu istatistiksel olarak belirlendi (Tablo 4.5).

Elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama, standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.6' da gösterildi.

Tablo 4.6. Bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama (MPa), standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Materyal	Yüzey İşlemi	Termal Yaşlandırma				Toplam	
		Uygulanan		Uygulanmayan		Ortalama	Standart Sapma
		Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma		
PEEK	Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama)	10.97 ^{A,a}	2.92	12.06 ^{A,a}	3.84	11.52 ^{AB}	3.35
	Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit)	8.18 ^{A,a}	4.83	8.76 ^{A,a}	3.73	8.47 ^A	4.18
	Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama)	8.93 ^{A,a}	2.75	13.38 ^{A,a}	2.89	11.15 ^{AB}	3.57
	Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer)	7.53 ^{A,a}	5.11	11.59 ^{A,a}	3.61	9.56 ^{AB}	4.76
	Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer)	12.68 ^{A,a}	2.64	15.37 ^{A,a}	5.06	14.02 ^B	4.14
	Toplam	9.66 ^a	4.09	12.23 ^a	4.29	10.95	4.36
PEKK	Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama)	14.30 ^{A,a}	4.17	12.93 ^{A,a}	4.45	13.62 ^A	4.22
	Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit)	14.38 ^{A,a}	6.11	12.75 ^{A,a}	5	13.56 ^A	5.46
	Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama)	12.37 ^{A,a}	3.65	9.97 ^{A,a}	6.57	11.17 ^{AB}	5.28
	Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer)	7.45 ^{A,a}	3.36	7.07 ^{A,a}	2.31	7.26 ^B	2.79
	Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer)	15.23 ^{A,a}	5.41	13.24 ^{A,a}	5.10	14.24 ^A	5.18
	Toplam	12.75 ^a	5.25	11.19 ^a	5.21	11.97	5.26
PEEK	Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama)	12.64 ^{B,a}	3.88	12.50 ^{AB,a}	4.04	12.57 ^{BC}	3.90
	Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit)	11.28 ^{AB,a}	6.21	10.75 ^{AB,a}	4.74	11.02 ^B	5.44
	Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama)	10.65 ^{AB,a}	3.60	11.67 ^{AB,a}	5.21	11.16 ^{BC}	4.44
	Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer)	7.49 ^{A,a}	4.18	9.33 ^{A,a}	3.75	8.41 ^A	4.01
	Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer)	13.96 ^{B,a}	4.32	14.30 ^{B,a}	5.03	14.13 ^C	4.61
	Toplam	11.20 ^a	4.93	11.71 ^a	4.77	11.46	4.84

A-E ve a-e: Aynı harfe sahip ortalamalar arasında fark yoktur. Farklı büyük ve küçük harfler sırasıyla sütun ve satır içi anlamlı farklılığı gösterir ($p < 0.05$)

Yüzey ve termal yaşlandırma işlemlerinin etkileri gözetilmeksizin ortalama bağlanma dayanımı değeri; PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde 10.95 MPa, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde 11.97 MPa olarak elde edildiğinden bağlanma dayanımı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p>0.05$) bulunmadı (Tablo 4.6).

Materyal ve termal yaşlandırma işlemlerinin etkileri gözetilmeksizin, yüzey işlemlerinin etkisi değerlendirildiğinde; en yüksek ortalama bağlanma dayanımı değeri (14.13 MPa) Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) örneklerde elde edildi. Bunu sırasıyla Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) (12.57 MPa), Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) (11.16 MPa), Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) (11.02 MPa) örnekler takip etti. En düşük ortalama bağlanma dayanımı değeri (8.41 MPa) Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örneklerde saptandı ve diğer tüm gruplardan anlamlı ($p<0.05$) şekilde farklı olduğu belirlendi (Tablo 4.6).

Materyal türünden bağımsız olarak ortalama bağlanma dayanımı değerleri; termal yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde 11.20 MPa, termal yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerde 11.71 MPa olarak elde edildiğinden termal yaşlandırma işleminin bağlanma dayanımına etkisinin istatistiksel olarak anlamsız olduğu ($p>0.05$) belirlendi (Tablo 4.6).

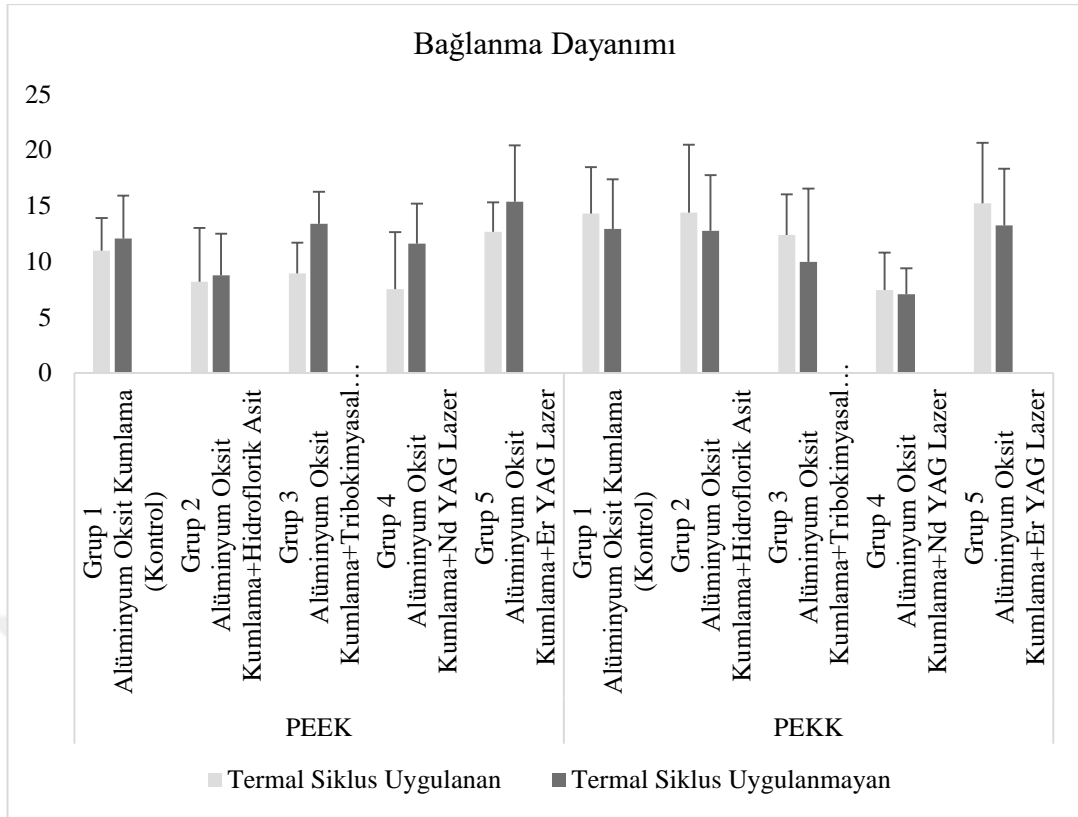
Termal yaşlandırma işleminin etkisinden bağımsız olarak, PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde bağlanma dayanımı değeri; en fazla (14.02 MPa) Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer)'de, en az (8.47 MPa) Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Hidroflorik Asit)'de saptandı ve bu iki grup arasındaki farklılık anlamlı ($p<0.05$) bulundu, diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık ($p>0.05$) elde edilmedi (Tablo 4.6).

Termal yaşlandırma işleminin etkisinden bağımsız olarak, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde bağlanma dayanımı değeri; en fazla (14.24 MPa) Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer)'de, en az (7.26 MPa) Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Nd: YAG Lazer)'de tespit edildi (Tablo 4.6).

Yüzey işlemlerinin etkisi gözötilmeksizin ortalama bağlanma dayanımı değeri; en fazla (12.75 MPa) termal yaşlandırma işleml uygulanan PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde, en az (9.66 MPa) termal yaşlandırma işleml uygulanan PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde elde edildi. Ortalama bağlanma dayanımı değeri; PEEK materyalinden hazırlanan termal yaşlandırma işleml uygulanmayan örneklerde 12.23 MPa, PEKK materyalinden hazırlanan termal yaşlandırma işleml uygulanmayan örneklerde 11.19 MPa olarak elde edildi (Tablo 4.6).

Yapılan çoklu karşılaştırma testi sonucunda; materyalden bağımsız olarak termal yaşlandırma işleml uygulanan, Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örneklerin, Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) ve Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) örneklerden anlamlı miktarda daha düşük bağlanma dayanımı değeri gösterdiği, diğer gruplar arasındaki farkların ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlendi (Tablo 4.6.).

Bağlanma dayanımı değeri lerinin grafiksel gösterimi Şekil 4.23' de verildi.



Şekil 4.23. Bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi

4.5. Korelasyon Analizi Bulgularının Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanımı ile pürüzlülük ve temas açısı arasındaki korelasyon analizi sonuçları Tablo 4.7' de verildi.

Tablo 4.7. Korelasyon analizi sonuçları

		Bağlanma Dayanımı	Pürüzlülük
Pürüzlülük	r	-0.024	
	p	0.760	
Temas Açısı	r	0.126	0.175
	p	0.113	0.027

r: Pearson korelasyon katsayısı

Bağlanma dayanımı ile pürüzlülük ve temas açısı arasındaki ilişkiler incelendiğinde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.760$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki

($p=0.113$) saptanmadı. Temas açısı ile pürüzlülük değerleri arasında ise pozitif yönlü çok zayıf düzeyde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($r=0.175$; $p=0.027$) tespit edildi (Tablo 4.7).

4.5.1. PEEK Materyalinden Hazırlanan Örneklerin Korelasyon Analizi Bulgularının Değerlendirilmesi

PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde; yüzey işlemlerinin pürüzlülük, temas açısı ve bağlanma dayanımı değerlerinin korelasyon analizi sonuçları Tablo 4.8'de gösterildi.



Tablo 4.8. PEEK materyalinden hazırlanan örneklerin korelasyon analizi sonuçları

Yüzey İşlemi		Bağlanma Dayanımı	Pürüzlülük
Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama)	Pürüzlülük	R 0.015	
		p 0.957	
	Temas Açısı	r -0.215	0.652
		p 0.423	0.006
Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit)	Pürüzlülük	r -0.283	
		p 0.288	
	Temas Açısı	r -0.046	0.199
		p 0.864	0.459
Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama)	Pürüzlülük	r -0.315	
		p 0.235	
	Temas Açısı	r 0.423	-0.035
		p 0.103	0.896
Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer)	Pürüzlülük	r 0.005	
		p 0.986	
	Temas Açısı	r 0.232	0.237
		p 0.388	0.377
Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer)	Pürüzlülük	r -0.148	
		p 0.585	
	Temas Açısı	r 0.423	-0.035
		p 0.103	0.896

r: Pearson korelasyon katsayısı

Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) örneklerde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.957$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.423$) istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmadı. Temas açısı ile pürüzlülük değerleri arasında pozitif yönlü yüksek düzeyde anlamlı bir ilişki ($r=0.652$; $p=0.006$) istatistiksel olarak belirlendi (Tablo 4.8).

Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) örneklerde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri ($p=0.288$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri

($p=0.864$) ve temas açısı ile pürüzlülük değerleri ($p=0.459$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmadı (Tablo 4.8).

Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) örneklerde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri ($p=0.235$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri ($p=0.103$) ve temas açısı ile pürüzlülük değerleri ($p=0.896$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı (Tablo 4.8).

Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örneklerde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri ($p=0.986$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.388$) ve temas açısı ile pürüzlülük değerleri arasında ($p=0.377$) istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmadı (Tablo 4.8).

Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) örneklerde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.585$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.363$) ve temas açısı ile pürüzlülük değerleri arasında ($p=0.775$) istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmedi (Tablo 4.8).

4.5.2. PEKK Materyalinden Hazırlanan Örneklerin Korelasyon Analizi Bulgularının Değerlendirilmesi

PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde; yüzey işlemlerinin pürüzlülük, temas açısı ve bağlanma dayanımı değerlerinin korelasyon analizi sonuçları Tablo 4.9'da gösterildi.

Tablo 4.9. PEKK materyalinden hazırlanan örneklerin korelasyon analizi sonuçları

Yüzey İşlemi		Bağlanma	
		Dayanımı	Pürüzlülük
Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama)	Pürüzlülük	r -0.071	
		p 0.793	
	Temas Açısı	r 0.305	0.094
		p 0.251	0.729
Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit)	Pürüzlülük	r 0.288	
		p 0.280	
	Temas Açısı	r 0.021	-0.260
		p 0.937	0.331
Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama)	Pürüzlülük	r 0.058	
		p 0.830	
	Temas Açısı	r -0.054	-0.086
		p 0.842	0.752
Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer)	Pürüzlülük	r 0.130	
		p 0.632	
	Temas Açısı	r -0.011	-0.156
		p 0.968	0.565
Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer)	Pürüzlülük	r -0.267	
		p 0.317	
	Temas Açısı	r 0.355	0.105
		p 0.177	0.700

r: Pearson korelasyon katsayısı

Grup 1 (Alüminyum Oksit Kuşlama: Kontrol Grubu) örneklerde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.793$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.251$) ve temas açısı ile pürüzlülük değerleri arasında ($p=0.729$) istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmedi (Tablo 4.9).

Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) örneklerde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.280$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.937$) ve temas açısı ile pürüzlülük değerleri arasında ($p=0.331$) istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmadı (Tablo 4.9).

Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) örneklerde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.830$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.842$) ve temas açısı ile pürüzlülük değerleri arasında ($p=0.752$) istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı (Tablo 4.9).

Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örneklerde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.632$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.968$) ve temas açısı ile pürüzlülük değerleri arasında ($p=0.565$) istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmedi (Tablo 4.9).

Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) örneklerde; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.317$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.177$) ve temas açısı ile pürüzlülük değerleri arasında ($p=0.700$) istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmadı (Tablo 4.9).

5. TARTIŞMA

Günümüzde restoratif tedavi gereksinimi olan bireylerin ve diş hekimlerinin estetik beklentilerinin fazla olması, yeni materyallerin üretilmesine sebep olmuştur. Bu materyallerin özelliklerinin belirlenmesi ve diğer materyallerle karşılaştırılması farklı araştırmaların yapılmasıyla mümkün olabilmektedir. Gerek klinik takipler gerekse laboratuvar çalışmaları diş hekimliği uygulamalarına ışık tutmaktadır. Laboratuvarda yapılan araştırmalar, klinik çalışmaların çok uzun zaman alması, hasta takibinin zor olması ve standardizasyonun sağlanmasındaki güçlükler sebebiyle daha çok tercih edilir (Beuer ve ark., 2012). Bu çalışma, parametrelerin kontrol edilebilmesi, standardizasyonun sağlanabilmesi ve daha kısa sürede çok sayıda materyalin dahil edilebilmesi amacıyla *in vitro* olarak gerçekleştirilmiştir.

İmplant üstü ve diş üstü sabit protetik tedavilerde uzun yıllardır metal destekli seramikler kullanılmaktadır. Metal altyapının korozyona uğraması, kenar uyumu sorunları, alerjik reaksiyonlar, metalin renginin yansması ve metalik tat gibi olumsuz özellikler, tam seramik restorasyonların tercih edilmesine sebep olmuştur (Lüthy ve ark., 2005). Tam seramik restorasyonların metal altyapılı seramiklerden estetik ve optik üstünlükleri vardır (Saygılı ve Şahmalı, 2003). Ancak çiğneme kuvvetleri sebebiyle özellikle arka bölgelerde tam seramik restorasyonlarda, kırılmalar daha fazla görülebilmektedir. Tam seramik restorasyonlar kırılmandır, çekme kuvvetlerine karşı yeterli dirençleri yoktur, karşıt dişlerde aşınmaya sebep olurlar ve maliyetleri yüksektir (Guess ve ark., 2013).

Günümüzde biyouyumlu, mekanik ve fiziksel açıdan en ideal materyalin geliştirilmesi yönündeki araştırmalara devam edilmektedir (Quinn ve ark., 2003). Tam seramik ve metal altyapılı seramiklerdeki dezavantajlar, sabit protetik uygulamalarda

yüksek performanslı polimerlerin uygulanabilirliğinin araştırılmasına sebep olmuştur (Quinn ve ark., 2003).

Yüksek performanslı polimerlerden olan PEEK ve PEKK materyalleri ekonomiktirler ve düşük plak afinitesine sahiptirler. Biyouyumludurlar ve mekanik olarak üstün özellikleri vardır. Erime derecelerinin yüksek olması sebebiyle sıcakta boyutsal stabiliteleri ideal düzeydedir. Birçok organik ve kimyasal maddeye karşı stabil olup kolay işlenebilir özelliktedir (Kurtz ve Devine, 2007). Kırılma dirençleri fazladır. Su absorpsiyonları azdır (Zhao ve ark., 2013). Tüm bu olumlu özelliklerine ek olarak; radyolüsent görüntü verebilmeleri sebebiyle muayene sırasında altyapının sökülmesine gerek kalmadan teşhis konulabilmektedir (Zhou ve ark., 2014).

PEEK ve PEKK polimerlerinin son zamanlarda kullanımını oldukça artıran CAD/CAM sistemleri ile dijital olarak dizayn edilebilmeleri ve üretimlerinin yapılabilmesi, çok daha kısa sürelerde daha uyumlu sabit protetik restorasyonların hazırlanmasına imkân sağlamıştır. Klinik seans süreleri ve sayısı azdır, kontrollü bir üretim aşaması gerçekleştirilebilir. Marjinal uyum ve mekanik direnç açısından daha sağlam bir yapı elde edilir. Laboratuvar hatalarının da en az seviyeye indirilmesi bu sistemler ile üretilen materyallerin popülaritesini arttırmıştır (Liu, 2005). Bu avantajlar göz önüne alınarak tez çalışmasında dijital olarak üretilen PEEK ve PEKK materyalleri kullanılmıştır.

Estetik açıdan metallere göre daha kabul edilebilir görünüşleri olsa da opak grimsi renkleri sebebiyle, PEEK ve PEKK polimer yüzeyinin, estetik materyal ile kaplanması önerilmektedir (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013; Taufall ve ark., 2016). Ancak yüksek performanslı polimerler inert yapıda olup, düşük yüzey enerjisine sahiptirler. Dolayısıyla estetik materyal olan rezin ile kaplanmaları durumunda, yüzeyleri modifiye edilmemiş ise, bağlanma dayanımları yetersiz kalmaktadır. Bu durum

restorasyonların kullanım süresini ve başarısını olumsuz şekilde etkileyebilmektedir (Fokas ve ark., 2019). Yüzey işlemleri uygulanmadan tatbik edilen kompozit rezin ile PEEK materyali arasında herhangi bir bağlanma oluşmadığı bildirilmiştir (Schmidlin ve ark., 2010). PEEK polimerinin 34-38 dynes/cm² arasında yüzey enerjisinin olduğu, yüzey modifikasyon yöntemleriyle bu değerin 60 dynes/cm²'ye çıkarılabileceği belirtilmiştir (Searle ve Pfeiffer, 1985).

Yüksek performanslı polimerlerin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi ile yüzey enerjilerinin değiştirilerek veneer materyalleriyle bağlanma dayanımlarının araştırıldığı çalışmalarda; sülfürik asit (H₂SO₄), piranha solüsyonu (%70 H₂SO₄, %30 H₂O₂), alüminyum oksitle kumlama, tribokimyasal kumlama, çeşitli plazma ve lazer uygulamaları gibi farklı yüzey işlemlerinin kullanılması tavsiye edilmiştir (Keul ve ark., 2014; Rosentritt ve ark., 2015; Chaijareenont ve ark., 2018; Labriaga ve ark., 2018; Tsuka ve ark., 2019).

Çalışmalarda % 98' lik sülfürik asit uygulamasının etkili bir yöntem olduğu belirtilmiştir (Stawarczyk ve ark., 2012; Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013; Stawarczyk, Jordan, ve ark., 2014; Sproesser ve ark., 2014;). Piranha solüsyonunun ise mikropürüzlülüğü arttırmasına karşın sülfürik asit kadar etkili olmadığı bulunmuştur (Stawarczyk, Jordan, ve ark., 2014; Uhrenbacher ve ark., 2014; Silthampitag ve ark., 2016). Sülfürik asit uygulamasının, PEEK polimerinin yüzey modifikasyonu için etkili bir yöntem olmasına karşın, bu asit kullanıldığında çok sayıda kükürt fonksiyonel grupları oluşmaktadır. İnsan hücrelerini olumsuz yönde etkilediği bilinen bu fonksiyonel grupların, serbest oksijen radikalleri, düşük değerli sülfür bileşikleri ve zararlı hücreler ürettiği belirtilmiştir (Meng ve ark., 2005). Tüm bunlara ilave olarak kükürt dioksit (SO₂)'in üretimi, DNA hasarına neden olabilmektedir (Ouyang ve ark., 2016). % 98' lik konsantrasyonda sülfürik asit, aşırı derecede korozivdir, doğrudan cilde teması çok ciddi

hasarlara sebep olabilmektedir (Silthampitag ve ark., 2016; Tsuka ve ark., 2017). Tüm bu ciddi toksik etkileri sebebiyle klinikte kullanımı önerilmeyen sülfirik asite alternatif olabilecek, PEEK ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımını arttıracak modifikasyon yöntemlerinin gerektiği Türkkal (2019, s.37) tarafından belirtilmiştir.

Stawarczyk ve ark. (2013), yaptıkları çalışma sonucunda alüminyum oksit partikülleriyle yapılan kumlama işleminin, %98' lik sülfirik asit uygulamasından daha fazla yüzey pürüzlülüğü ve daha düşük temas açısı değerleri oluşturduğunu saptamışlardır. Arslan (2021, s.64), PEEK materyalinden hazırlanan örneklerin kompozit rezinle olan bağlanma dayanımı değerlerinin, alüminyum oksit ile kumlama işlemi uygulanan grupta, %98' lik sülfirik asit uygulanan gruptan daha fazla olduğunu ifade etmiştir. Rocha ve ark. (2016) PEEK örneklerin yüzeyine; sülfirik asit, tribokimyasal kumlama ve alüminyum oksit ile kumlama işlemlerini uygulamışlar, alüminyum oksit ile kumlanan örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinin, sülfirik asit uygulanan örneklerden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Çağlar ve ark. (2019), çalışmalarında PEEK materyalinden hazırladıkları örneklerin yüzeyine; alüminyum oksit ile kumlama, tribokimyasal kumlama ve Er: YAG lazer uygulayarak rezin simanla bağlanma dayanımlarını arttırmayı hedeflemişler, en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini alüminyum oksit ile kumlama işlemi uygulanan ve Visio.link adeziv ajan tatbik edilen örneklerde elde etmişlerdir. Bu çalışmada, oluşabilecek toksik etkiler göz önünde bulundurularak sülfirik asit kullanılmamış, klinik kullanımı sakınca yaratmayacak yüzey modifikasyon yöntemleri tercih edilmiştir.

Alüminyum oksit parçacıkları ile kumlama işlemi; diş hekimliğinde seramik, polimer ve metal yüzeylerinin enerjisinin ve pürüzlülüğünün artırılarak, bağlanma dayanımının geliştirilmesi için çok sık ve kolayca uygulanabilen oldukça etkili bir yüzey pürüzlendirme yöntemidir (Rocha ve ark., 2016). Bu işlem mikro-mekanik tutunmaya

yardımcı olarak, PEEK polimeri ile veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını artırır (Kern ve Lehmann, 2012; Stawarczyk, Keul, ve ark., 2013; Keul ve ark., 2014).

Alüminyum oksit parçacıklarının partikül büyüklüğü, uygulama sırasında uygulanan basınç ile mesafenin bağlanma dayanımına etkisiyle ilgili çalışmalar yapılmıştır (Stawarczyk, Jordan, ve ark., 2014; Rosentritt ve ark., 2015). Bir araştırmada PEEK polimerinden hazırlanan örneklerin üzerine sülfirik asit, farklı partikül büyüklüğünde (50 μm ve 110 μm) alüminyum oksit ile kumlama ve tribokimyasal kumlama işlemleri uygulanarak yüzey pürüzlülük ve temas açısı değerleri incelenmiştir (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013). 110 μm partikül büyüklüğündeki alüminyum oksit ile kumlama uygulanan örneklerin, kontrol grubuna ve 50 μm partikül büyüklüğündeki alüminyum oksit ile kumlama işlemi uygulanan örnekler göre daha düşük temas açısı değerleri (55.7°) gösterdiği tespit edilmiştir. Aynı grubun pürüzlülük değerlerinin kontrol grubuna ve 50 μm alüminyum oksit ile kumlama işlemi uygulanan gruba göre önemli ölçüde yüksek olduğu belirlenmiştir (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013). Benzer şekilde bağlanma dayanımı değerleri de kontrol grubuna ve 50 μm alüminyum oksit ile kumlama işlemi uygulanan gruba göre daha yüksek (9.33 MPa) bulunmuştur. 110 μm boyutundaki alüminyum oksit partikülleriyle aşındırılmış örneklerin, 50 μm boyutundaki alüminyum oksit partikülleriyle aşındırılmış örneklerden daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ile daha düşük temas açısı değerleri gösterdiği belirlenmiştir (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013; Lee, Shin, Lee, ve ark., 2017). Bu sonuçlar göz önünde bulundurularak çalışmada, 110 μm büyüklüğünde alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi uygulanmıştır.

Bağlanma dayanımı açısından uygun yüzey özellikleri elde edilen çalışmalarda, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi, 10 mm mesafeden ve 2 ile 4 bar basınç aralığında uygulanmıştır (Rosentritt ve ark., 2015; Schmidlin ve ark., 2010; Caglar ve ark., 2018; Çulhaoğlu ve ark., 2020; Arslan, 2021, s.71). Bu çalışmada alüminyum oksit

partikülleri ile kumlama işlemi; üretici firmanın önerdiği şekilde 45° açıyla 10 mm uzaklıktan, 2.8 bar basınç altında, tek bir araştırmacı tarafından uygulanmıştır.

Bötel ve ark. (2018), PEEK materyalinden hazırladıkları örneklerde, alüminyum oksit ile kumlama işlemi yapılan grubu kontrol grubu olarak belirleyip, diğer gruplara da alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemiyle birlikte farklı sürelerde plazma uygulamışlardır. Bu çalışmada da Bötel ve ark.'nın (2018) araştırmalarına benzer şekilde alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemi uygulanan örnekler kontrol grubu olarak kullanılmıştır.

Restoratif diş hekimliğinde materyallerinin bağlanma dayanımlarını geliştirmek amacıyla kullanılan yüzey işlemleri tek tek uygulanabildiği gibi kombine şekilde de tatbik edilebilmektedir. Yapılan çalışmalarda, farklı materyallerin yüzeylerine kumlama işlemi ile asitleme bir arada uygulanarak, bağlanma dayanımına ya da yüzey pürüzlülüğüne etkileri değerlendirilmiştir (Shahverdi ve ark., 1998; Duygu ve ark., 2012; Caglar ve ark., 2018; Dikici ve ark., 2020). Kumlama işlemiyle hidroflorik asitin kombine şekilde kullanılmasının porselen ile kompozit rezin arasında oluşan bağlantıya etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada oldukça iyi sonuçlar elde edilmiştir (Shahverdi ve ark., 1998). Başka bir çalışmada kompozit rezin ile metalik altyapılar ve feldispatik seramik arasındaki bağlantıya hidroflorik asit ve kumlama işlemi kombinasyonunun etkisi incelenmiş ve anlamlı sonuçlar elde edilmiştir (Thurmond ve ark., 1994; Shahverdi ve ark., 1998). Camsı seramikler ve metalik altyapılarda kullanımı tavsiye edilen kumlama işlemiyle asit kombinasyonunun PEEK ve PEKK polimerlerinde uygulandığı oldukça az sayıda çalışma bulunmaktadır (Keul ve ark., 2014; Fokas ve ark., 2019). Bu çalışmalarda uygulanan kombinasyonlarda kullanılan asitler, piranha solüsyonu veya % 98' lik sülfürik asittir (Keul ve ark., 2014; Fokas ve ark., 2019; Kılıç, 2021, s.55). Bu kadar yüksek konsantrasyonda sülfürik asidin cilde temasının ciddi hasara sebep olabileceği

bildirildiğinden, hasta başı ve laboratuvar uygulamalarında kullanımı oldukça sakıncalıdır. Yüksek performanslı polimerlerin endüstriyel olarak % 98' lik sülfürik asit ile ön işleme tabi tutulması dışında bir kullanımı önerilmemektedir. Polimerlerin endüstriyel olarak % 98' lik sülfürik asit ile ön işleme tabii tutulması, bağlantıdan önce işlenmiş yüzeyin kontamine olmasına sebep olabilir, bu olasılığın bağlanma dayanımını ne şekilde etkileyeceği ile ilgili bir çalışma bulunmamaktadır (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013). Keul ve ark. (2014), piranha çözeltisi, alüminyum oksit ile kumlama ve bu modifikasyonları kombine şekilde PEEK polimerinden hazırladıkları örneklerin yüzeyine tatbik etmişler, en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini kumlama işlemi uygulanan örneklerde tespit etmişler, piranha çözeltisinin bağlanma dayanımına herhangi bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir. Yapılan araştırmalar sonucunda piranha çözeltisi ve sülfürik asitin yüksek performanslı polimerlerin yüzey işlemlerinde kilit rol oynamadığı belirlenmiştir (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013; Keul ve ark., 2014; Rocha ve ark., 2016; Seferli, 2019, s.91; Arslan, 2021, s.53).

Zhou ve ark. (2014), PEEK örnekler üzerinde farklı asit solüsyonlarının etkisini incelemişler ve hidroflorik asitin morfolojik değişikliğe sebep olmadığını belirtmişlerdir. %9.5 yoğunluğunda hidroflorik asitin kullanıldığı başka bir çalışmada da PEEK örneklerin yüzeyinde değişim olmadığı ifade edilmiştir (Rocha ve ark., 2016).

Hidroflorik asit ve alüminyum oksit ile kumlama işleminin kombine bir şekilde PEEK ve PEKK örneklere uygulandığı bir çalışmaya rastlanılmadığından, bu çalışmada %9.5 yoğunluğunda hidroflorik asit ve alüminyum oksit ile kumlama işlemi kombine bir şekilde kullanılmıştır.

Tribokimyasal kumlama yönteminde, alümina partikülleri silika ile modifiye edilmektedir (Matinlinna ve ark., 2018). Tribokimyasal kumlama yöntemi uygulandığında altyapı ile adeziv ajan arasında kimyasal bağlanma sağlandığı Matinlinna

ve ark. (2018) tarafından bildirilmiştir. Silika partiküllerinin bağlanma dayanımını arttırabileceği düşünülerek bu çalışmada, alüminyum oksit ile kumlama ve tribokimyasal kumlama işlemleri kombine bir şekilde uygulanmıştır.

Yüzey işlemlerinin etkisinin araştırıldığı bazı çalışmalarda lazer de kullanılmıştır (Zhou ve ark., 2014; Vickers, 2017; Henriques ve ark., 2018). Materyallerin kesilmesi, yüzeyin modifiye edilmesi ve delinmesi gibi işlemlerde kullanılabilen lazer uygulamalarının, konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırıldığında temassız çalışma, ekipman sayısını azaltma, mekanik hasarı minimuma indirme, yüzey kontaminasyonunu engelleme gibi avantajları bulunmaktadır (Sezer, 2016; Oliveira ve ark., 2017). Lazerlerin polimer içeriğindeki doldurucu oranını ve yapısını etkilemeden, polimerik katmanı kısmen uzaklaştırarak etki ettiği Benard ve ark. (2004) tarafından bildirilmiştir.

Lazer uygulanması sırasında yüzeyde oluşabilecek değişiklikler, lazerin dalga boyundan en fazla etkilenmektedir. Materyalin özelliği, çalışma modu ve yoğunluğu gibi faktörlerin de yüzey değişimlerini etkilediği belirtilmiştir. Farklı dalga boyları, materyalin yüzeyi tarafından absorbe edilen değişik miktardaki enerjiyi ifade eder. Farklı dalga boylarının PEEK polimerinden hazırlanan örneklerin yüzey modifikasyonuna etkisini değerlendirmek amacıyla yapılan çok sayıda çalışma bulunmaktadır (Karakoca ve Yılmaz, 2009; Wilson ve ark., 2015; Caglar ve ark., 2019; Tsuka ve ark., 2019; Ulgey ve ark., 2021). Ayrıca atım enerjisi, enerjinin çıkış yaptığı alana göre tanımlanan güç yoğunluğu da lazerler için etken parametrelerdir (Ozdemir ve Sadikoglu, 1998). Parametrelerin uygun olması halinde, polimer materyalinin yüzeyindeki tabakanın kontrollü ablasyonunun elde edilebileceği belirtilmiştir (Sezer, 2016). Ancak bu parametreler için tam fikir birliği sağlanamadığı görülmektedir. Yapılan çalışmalarda farklı lazer cihazları ve değişik lazer parametreleri kullanılmıştır (Wilson ve ark., 2015; Türkkal, 2019, s.40; Ulgey ve ark., 2021). Er: YAG lazerin kullanıldığı çalışmalarda

farklı enerji seviyeleri tercih edilmiş (De Oliveira Ortolan ve ark., 2009; Korkmaz ve ark., 2010; Chousterman ve ark., 2010; Arslan, 2021, s.45), 400-600 mJ gibi yüksek yoğunlukta materyalin aşırı tahrip olduğu belirtilmiştir (Powell ve ark., 2010). 150 mJ enerji yoğunluğunda böyle bir tahribattan bahsedilmemiştir (Cağlar ve ark., 2019; Arslan, 2021, s.73). Bu nedenle çalışmada lazer uygulanırken 150 mJ enerji yoğunluğu tercih edilmiştir.

Zirkonyum dioksit ve tam seramik materyallerin yüzeylerine Nd: YAG lazer ile Er: YAG lazer uygulanmasının bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirildiği çok sayıda çalışma yapılmış, Nd: YAG lazer uygulamasının etkili bir yöntem olduğu belirtilmiştir (Li ve ark., 2000; Akyil, Yılmaz, ve ark., 2010). Akkan ve ark. (2013), endüstriyel kullanımı olan bir Q anahtarlı Nd: YAG lazer cihazını, PEEK materyalinin yüzeyinin modifikasyonunda kullanmışlar ve yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını belirtmişlerdir. Endüstriyel kullanımı olan bu tip lazerlere ulaşmak her zaman mümkün olmayabilmektedir. Bu çalışmada yapılan araştırmalardan farklı olarak, dental kliniklerde bulunabilen Nd: YAG ve Er: YAG lazer, lazer cihazının benzerliği nedeniyle Ulgey ve ark.'nın (2021) çalışmalarında kullandıkları parametreler ile kullanılmıştır.

Bu çalışmada yüzey işlemi olarak daha önce uygulanmamış kombinasyonlar tercih edilmiştir. Bu kombinasyonlardan sonra her bir örneğin pürüzlülük ve temas açısı ölçümleri yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi amacıyla kolay uygulanabilen, etkili, güvenilir bir yöntem olan profilometre analizi kullanılmıştır (Stawarczyk, Bähr, ve ark., 2014; Bötzel ve ark., 2018; Tsuka ve ark., 2019; Çulhaoğlu ve ark., 2020; Tosun ve Yanıkoğlu, 2022).

Bu çalışmada en fazla yüzey pürüzlülük değeri (5.83 μm) PEEK materyalinden hazırlanan Er: YAG lazer uygulanan örneklerde, en düşük yüzey pürüzlülük değeri (2.42 μm) PEKK materyalinden hazırlanan Nd: YAG lazer uygulanan örneklerde elde

edilmiştir. Materyal ve yüzey işleme etkileşiminin pürüzlülük değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı ($p=0.997$) bulunmamıştır.

Heimer ve ark. (2017), PEEK polimerinin yüzeyine uygulanan değişik türde polisaj yöntemlerinin, yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerine etkisinin olduğunu belirtmişlerdir. Yapılan farklı çalışmalarda 400 grid' ten 4000 grid' e kadar değişen boyutlarda silikon karbid zımpara kağıtlarının kullanıldığı görülmüştür (Stawarczyk, Beuer, ve ark., 2013; Stawarczyk, Jordan, ve ark., 2014; Silthampitag ve ark., 2016). Stawarczyk, Beuer ve ark.' nın (2013) yaptıkları benzer bir çalışmada, pürüzlülük değerlerinin mevcut tez çalışmasından daha düşük olmasının nedeni polisaj işleminde 400-4000 grid' lik silikon karbid zımpara kullanmış olmaları olabilir. Bu çalışmada örneklerde standardizasyonu sağlamak amacıyla 200-600 grid' lik su zımparasıyla polisaj işlemi yapılmıştır.

Tosun ve Yanıkoğlu (2022) yaptıkları çalışmada yüksek performanslı polimerler ve rezin matris seramiklerin yüzeyine alüminyum oksit partikülleriyle kumlama ve tribokimyasal kumlama olmak üzere iki farklı yüzey işlemi uygulamış, yüzey pürüzlülük değerlerini; alüminyum oksit partikülleriyle kumlama uygulanan grupta, PEEK polimeri için $3.19 \mu\text{m}$, PEKK polimeri için $8.29 \mu\text{m}$, tribokimyasal kumlama grubunda; PEEK polimeri için $3.62 \mu\text{m}$, PEKK polimeri için $4.72 \mu\text{m}$ olarak saptamışlardır. Bu çalışmada yüzey pürüzlülük değerleri; Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kumlama) PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde $5.37 \mu\text{m}$, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde $3.42 \mu\text{m}$, Grup 3 (Alüminyum Oksit Kumlama+Tribokimyasal Kumlama) PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde $4.99 \mu\text{m}$, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde $3.10 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir. Pürüzlülük ölçümlerinin yapıldığı cihazların aynı ve polisaj protokollerinin benzer olmasına karşın, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi uygulanan örneklerdeki pürüzlülük değerlerinin benzer olmaması,

uygulayan kişi ve basınç farklılıklarından kaynaklanmış olabilir. Tribokimyasal kumlama işlemleri uygulanan gruplar arasındaki farklılık ise uygulayan kişi ve basınç farklılıklarına ilave olarak, mevcut tez çalışmasında alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işleminin kombine şekilde kullanılmasına bağılı olabilir.

Çulhaoğlu ve ark. (2020), uyguladıkları farklı işlemlerin PEEK polimerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemişler, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama ve tribokimyasal kumlama işlemleri uyguladıkları gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit etmişlerdir. Alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemleri uygulanan örneklerde 2.26 µm, tribokimyasal kumlama uyguladıkları grupta 0.44 µm yüzey pürüzlülük değerleri saptamışlardır. Bu çalışmada ise PEEK materyalinden hazırlanan alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemleri uygulanan örneklerde 5.37 µm, tribokimyasal kumlama uygulanan örneklerde 4.99 µm pürüzlülük değerleri tespit edilmiştir. Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemleri; Çulhaoğlu ve ark. (2020), tarafından 2 bar basınç altında gerçekleştirilmiş, bu çalışmada ise 2.8 bar basınç altında yapılmıştır. Uygulama süresi ve mesafesi iki çalışmada da aynı olduğundan değerler arasındaki farklılık değişik basınç uygulanmasından kaynaklanmış olabilir. Tribokimyasal kumlama işlemindeki farklılığın ise, alüminyum oksit partikülleriyle kombine şekilde uygulanmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

PEEK materyalinden hazırlanan örneklere, Nd: YAG lazer, femtosaniye lazer, plazma ve sülfirik asit uygulanarak yüzey değişimlerinin değerlendirildiği bir çalışmada, en yüksek ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (0.98 µm) femtosaniye lazer uygulanan grupta elde edilmiştir. Bu grubu sırasıyla, sülfirik asit uygulanan (0.80 µm), Nd: YAG lazer uygulanan (0.76 µm), kontrol (0.37 µm) ve plazma uygulanan (0.25 µm) örnekler takip etmiştir (Türkkal, 2019, s.85). Bu çalışmada en düşük yüzey pürüzlülük değerleri (PEEK: 4.25 µm, PEKK 2.42 µm) Grup 4 (Alüminyum Oksit Kumlama+Nd: YAG Lazer)

örneklerde elde edilmiştir. SEM görüntüleriyle de uyumlu olan bu sonuca, Nd: YAG lazerin uygulanması sırasında oluşan termal etkiden dolayı ortaya çıkan abrazyon nedeniyle pürüzsüz yapının sebep olduğu düşünülmektedir. Türkkal (2019, s.85)' ın elde ettiği pürüzlülük değerleri ile bu çalışmada belirlenenler arasındaki farklılık, polisaj protokollerinin değişik olmasından kaynaklanabileceği gibi, Nd: YAG lazerin, alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemi ile kombine şekilde uygulanmasından da kaynaklanmış olabilir.

Jahandideh ve ark. (2020) PEEK materyalinden hazırladıkları örneklerde Er: YAG ve CO₂ lazer uygulayarak pürüzlülük değerlerini incelemişler, Er: YAG lazer uygulanan örneklerde daha fazla yüzey pürüzlülük değerleri tespit etmişlerdir. Bu çalışmada Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+Er: YAG Lazer) örneklerde yüzey pürüzlülük değerlerinin diğer gruplardan daha fazla olduğu belirlenmiştir.

Arslan (2021, s.82), PEEK örneklerde farklı yüzey işlemleri uyguladığı tez çalışmasında, en yüksek ortalama yüzey pürüzlülük değerlerini (3.09 µm) alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi uygulanan örneklerde saptamıştır. Er: YAG lazer uygulanan grupta 1.45 µm, tribokimyasal kumlama uygulanan grupta ise 1.37 µm pürüzlülük değerleri tespit etmiştir. İstatistiksel olarak Er: YAG lazer ve tribokimyasal kumlama uygulanan gruplarda birbirine benzer sonuçlar elde etmiş, bu iki grup ile alüminyum oksit partikülleri ile kumlama uygulanan grup arasında önemli derecede farklılık saptamıştır (Arslan, 2021, s.82). Bu çalışmada, materyal farklılığı gözletilmeksizin en yüksek pürüzlülük değerleri Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+Er: YAG Lazer) örneklerde tespit edilmiştir. Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+Er: YAG Lazer), Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kumlama), Grup 2 (Alüminyum Oksit Kumlama+Hidroflorik Asit) ve Grup 3 (Alüminyum Oksit Kumlama+Tribokimyasal

Kumlama) yüzey işlemlerinden elde edilen pürüzlülük değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Tosun ve Yanıkoğlu (2022), çalışmalarında PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde elde edilen pürüzlülük değerlerinin, PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde elde edilen pürüzlülük değerlerinden daha fazla olduğunu saptamışlardır. Bu sonuçlardan farklı olarak mevcut çalışmada, yüzey pürüzlülük değerleri; PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde (3.42 μm), PEEK materyalinden hazırlanan örneklerden (5.25 μm) elde edilen değerlerden daha düşük bulunmuştur. Bu durum, PEKK materyalinin yapısında bulunan ikinci keton grubu sebebiyle daha zor aşınmasına bağlı olabilir.

Adezyonun sağlanabilmesi için adeziv ile aderentin yüzey geriliminin birbirine eşit ya da adezivin yüzey geriliminin küçük olması gerekir. Adezivin yüzey gerilimi azaldığında temas açısı düşecek ve adezyon kuvvetli bir şekilde sağlanacaktır. Materyalin yüzeyinde tam bir ıslanma olduğunda temas açısı sıfıra yaklaşacak ve sıvı madde, katı maddenin üzerinde ince bir tabaka şeklinde yayılacaktır (O'brien, 2002, s.122-127; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.327-347). Yüzey enerjisi değerlendirilirken en güvenilir sonuçlara temas açısı ölçülerek ulaşılabilmektedir (Aydın ve ark., 1997). Akkan ve ark. (2013), lazer ve plazma uyguladıkları PEEK örneklerin ıslanabilirliğini 'sessile drop' tekniğini kullanarak değerlendirmişlerdir. Lümekmann ve ark. (2018), PEEK polimerinden hazırladıkları örneklerin, temas açısı ölçümlerini tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar vermesi sebebiyle gonyometre cihazını kullanarak 'sessile drop' tekniğiyle yapmışlardır. Bu çalışmada da temas açısı ölçümleri için 'sessile drop' tekniği kullanılmıştır.

Bu çalışmada en yüksek ortalama temas açısı değeri (126.96°) PEEK materyalinden hazırlanan Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+Er: YAG Lazer)

örneklerde elde edilmiştir. Bu grubu sırasıyla Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+Er: YAG Lazer) PEKK materyalinden hazırlanan örnekler (122°), Grup 2 (Alüminyum Oksit Kumlama+Hidroflorik Asit) PEEK materyalinden hazırlanan örnekler (113.72°) ile PEKK materyalinden hazırlanan örnekler (111.25°), Grup 4 (Alüminyum Oksit Kumlama+Nd: YAG Lazer) PEEK materyalinden hazırlanan örnekler (82.65°) ile PEKK materyalinden hazırlanan örnekler (82.63°), Grup 1 (Alüminyum Oksit Kumlama; Kontrol grubu) PEKK materyalinden hazırlanan örnekler (58.27°) ile PEEK materyalinden hazırlanan örnekler (39.57°), Grup 3 (Alüminyum Oksit Kumlama+ Tribokimyasal Kumlama) PEKK materyalinden hazırlanan örnekler (38.90°) takip etmiş, en düşük ortalama temas açısı değeri Grup 3 PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde (37.77°) tespit edilmiştir. Benzer bir çalışmada PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde Nd: YAG lazer uygulanan grupta temas açısı değerleri ortalaması 95.02° olarak saptanmıştır (Türkkal, 2019, s.56). Mevcut tez çalışmasında Grup 4 (Alüminyum Oksit Kumlama+ Nd: YAG Lazer) PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde ortalama temas açısı değerleri 82.65° olarak elde edilmiştir. Bu iki çalışmanın sonuçları arasındaki farklılık, lazer parametrelerinin değişik olmasına ve mevcut çalışmada alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işleminin kombine şekilde uygulanmasına bağlı olabilir.

Çulhaoğlu ve ark. (2020), PEEK örneklere sülfürik asit, tribokimyasal kumlama, aseton, lazer ve alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemi uyguladıktan sonra, temas açısı değerlerini, alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemi uygulanan örneklerde 84.83°, tribokimyasal kumlama uygulanan örneklerde 48.04° olarak tespit etmişlerdir. Tribokimyasal kumlama uygulanan örneklerin, alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemi uygulanan örneklerden anlamlı bir şekilde daha fazla ıslanabilir olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada, her iki materyal için ıslanabilirliğin, tribokimyasal kumlama uygulanan örneklerde, alüminyum oksit partikülleriyle kumlama

işlemi uygulanan örneklerden daha fazla olduğu görülmüştür. Temas açısı değerleri; alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemi uygulanan PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde 39.57°, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde 58.27°, tribokimyasal kumlama uygulanan PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde 37.77°, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde 38.90° olarak bulunmuştur. Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama ve tribokimyasal kumlama yüzey işlemleri uygulanan PEEK materyalinden hazırlanan örneklerin temas açıları arasında istatistiksel olarak fark olmadığı, PEKK örneklerde ise fark olduğu görülmüştür. Bu çalışmada PEEK materyalinden hazırlanan tribokimyasal kumlama uygulanan örneklerde saptanan temas açısı değerlerinin, Çulhaoğlu ve ark.'nın (2020) çalışmalarında elde edilen sonuçlardan daha düşük bulunması, alüminyum oksit partikülleriyle kombine şekilde uygulanmasına bağlı olabilir.

Akkan ve ark. (2013) çalışmalarında, Nd: YAG lazer uyguladıkları grubun temas açısı değerlerinin, kontrol grubuna oranla arttığını saptamışlardır. Bu çalışmada benzer şekilde Nd: YAG ve Er: YAG lazer uygulanan gruplarda, kontrol grubuna göre, istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek temas açısı değerleri elde edilmiştir.

Yüksek performanslı polimerler olan PEEK ve PEKK materyallerinin veneer kompoziti ile sağlam ve uzun süreli bağlanma oluşturması için yüzey işlemleriyle birlikte fonksiyonel monomer içeren ve bu polimerlere yüksek afinitesi olan adeziv ajanlar uygulanmaktadır (Keul ve ark., 2014; Stawarczyk ve ark., 2018).

Sailer ve ark. (2007) tarafından asidik bir fosfat monomeri olan 10-metakriloksidil dihidrojen fosfatın PEEK için uygun olabileceği belirtilmiştir. Lümke mann ve ark. (2017) tarafından PEEK polimeri için bağlanma dayanımının artırılmasında 10-MDP içerikli adeziv ajanların anahtar bir faktör olmadığı saptanmıştır. Farklı içerikli adeziv ajanlar kullanılarak yapılan çalışmalarda, 10-MDP içerikli adeziv

ajanların uygulandığı PEEK örnekler ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımı değerlerinin düşük olduğu bulunmuştur (Hallmann ve ark., 2012; Keul ve ark., 2014; Tsuka ve ark., 2017; Stawarczyk ve ark., 2018; Seferli, 2019, s.84).

Uhrenbacher ve ark. (2014), PEEK polimerinden hazırladıkları örneklere farklı yüzey işlemleri (kumlama, sülfürik asit, piranha asit) uyguladıktan sonra Visio.link (PENTIA (pentaeritritol triakrilat) ve MMA içerikli), Signum PEEK Bond (PMMA ve MMA içerikli) ve Ambarino P60 (dimetakrilat, fosforik asit esterleri içerikli) adeziv ajanlarını tatbik ederek rezin siman ile bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Visio.Link ve Signum PEEK Bond adeziv ajan uygulanan örneklerde, diğer örneklerden daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildiğini belirtmişlerdir (Uhrenbacher ve ark., 2014). Seferli (2019, s.84) yapmış olduğu çalışmada, PEEK polimeri ile indirekt laboratuvar kompoziti arasındaki bağlanma dayanımını Visio.link ve Signum PEEK Bond kullanarak incelemiş, Visio.link uygulanan örneklerde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde etmiştir. Lümkemann ve ark. (2017) çalışmalarında, PEEK örnekler üzerine farklı basınçta alüminyum oksit ile kumlama işlemi ve üç farklı içerikte adeziv ajan uygulayarak bağlanma dayanımını değerlendirmişler, en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini (35.1 MPa) Visio.link uygulanan grupta elde etmişlerdir. Bu grubu Scotchbond Universal bond (28.6 MPa) ve 10-MDP içerikli Clearfil Universal Bond (27.4 MPa) uygulanan örnekler takip etmiştir. 10-MDP içerikli G-Premio Bond da en düşük bağlanma dayanımı değerlerini (2.9 MPa) elde etmişler, bu durumun MMA monomerlerini ihtiva eden adeziv ajanların PEEK ve PEKK örneklerin yüzeyinde çözünmeye sebep olarak, kompozit rezinin bünyesindeki metil grubuyla bağlanmak suretiyle etki etmesine bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Stawarczyk ve ark. (2018), PEEK polimerinden hazırladıkları örnekler ile direkt laboratuvar kompoziti arasındaki çekme bağlanma dayanımını farklı yüzey işlemleri

uyguladıktan sonra değişik adeziv ajanlar tatbik ederek değerlendirmişlerdir. Tüm yüzey işlemlerinde en yüksek bağlanma dayanımını, MMA ve PENTIA içerikli Visio.link bağlanma ajanı uygulanan örneklerde saptamışlardır. Bileşiminde Bis-GMA ve TEGDMA bulunan Heliobond ile silan içerikli Monobond Plus bağlanma ajanı uygulanan örneklerde en düşük çekme bağlanma dayanımı değerlerini saptamışlardır. Aynı çalışmada, monobond ve heliobond ajanları ile elde edilen kimyasal bağlanmanın, MMA ve PENTIA içerikli Visio.link bağlanma ajanı ile elde edilen kimyasal bağlanmadan daha az olduğu belirtilmiştir (Stawarczyk ve ark., 2018).

Stawarczyk ve ark. (2017) çalışmalarında, PEKK polimerinin dimetakrilat (DMA) ve metil metakrilat bazlı polimerlerle bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemi uygulamalarının ve değişik bağlanma ajanlarının etkisini incelemişler, MMA-PENTIA içerikli adeziv ajan (Visio.link) uygulanan örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini elde etmişlerdir. Yapılan benzer çalışmalarda da yüksek performanslı polimerlerde MMA ve PENTIA içerikli adeziv ajanlar kullanıldığında, çok daha iyi bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir (Stawarczyk, Keul, ve ark., 2013; Uhrenbacher ve ark., 2014). Literatürde yer alan araştırmalar referans alınarak (Stawarczyk, Keul, ve ark., 2013; Uhrenbacher ve ark., 2014; Stawarczyk ve ark., 2018; Caglar ve ark., 2019; Lümke­mann, Eichberger, Murphy, ve ark., 2020), bu çalışmada, ağız içi kullanıma uygun, MMA ve PENTIA içerikli bir kimyasal adeziv ajan olan Visio.link kullanılmıştır.

Placido ve ark. (2007), makro ve mikro kesme bağlanma dayanımı testlerinde meydana gelebilecek streslerin analizini, farklı elastik modül ve boyutlardaki materyalleri kullanarak değerlendirmişler, elastik modül gibi özelliklerin bağlanma dayanımına etkisinin olduğunu belirtmişlerdir. Costa ve ark. (2014), farklı elastik modüle sahip materyallerin (lityum disilikat seramik ve indirekt laboratuvar kompoziti) kırılma

dayanımlarını ve stres dağılımlarını değerlendirmişler, seramik örneklerde oluşan stresin, kuvvetin uygulandığı noktanın en uzağında olan restorasyonun tabanına iletilmediğini görmüşlerdir. Bu durumu seramiğin yüksek elastik modüle sahip olmasıyla açıklamışlardır. Düşük kırılma dayanımı ve elastisite modülüne sahip indirekt laboratuvar kompozitinin oluşan stresi, çok daha homojen şekilde aktardığını ve dağıttığını belirtmişlerdir.

Kılıç (2021, s.94) çalışmasında, PEEK ve PEKK polimerlerinden hazırladığı örneklerle değişik yüzey işlemleri uyguladıktan sonra iki değişik türde veneer materyali (cam seramik (IPS e.max Press); indirekt laboratuvar kompoziti (Anaxblend Dentin Flow)) ile olan bağlanma dayanımlarını değerlendirmiştir. Bağlanma dayanımı değerlerinin, veneer materyali olarak indirekt laboratuvar kompozitinin (Anaxblend Dentin Flow) kullanıldığı örneklerde, cam seramiğin (IPS e.max Press) kullanıldığı örneklerden anlamlı derecede daha fazla olduğunu saptamış, cam seramiğin bağlanma arayüzünde daha fazla stres birikimine sebep olduğunu belirtmiştir.

İndirekt kompozit rezinlerin, geleneksel restoratif metallerle karşılaştırıldığında daha yumuşak ve esnek olmaları sebebiyle çiğneme kuvvetlerini çok daha iyi absorbe ettikleri, oklüzal yükün yoğunlaştığı alanlar ile implant destekli restorasyonlarda restorasyonun ve destek dokuların ömrünü uzattıkları saptanmıştır (Cetin ve Unlu, 2012). İndirekt kompozit rezinlerin bileşiminde yüksek oranda doldurucu bulunması nedeniyle, artmış dönüşüm oranının, aşınma direncini arttırdığı ifade edilmiştir (Cetin ve Unlu, 2012). İçerdikleri %66 oranında inorganik seramik dolgu maddesi ve ilave polimerizasyon aşamalarından dolayı ikinci jenerasyon indirekt kompozit rezinlerin, polimerizasyon büzülmesi azaltılmış, elastik modülü ve esneme dayanımı artırılmıştır. Tüm bu olumlu özelliklerine ek olarak mekanik özellikleri ve aşınma dirençleri de geliştirilmiştir (Leinfelder, 2005; Borba ve ark., 2009). Ayrıca nispeten düşük maliyetli

olmalarının yanı sıra, optik özelliklerinin diş yapısına benzer ve uygulanmalarının kolay olması nedeniyle estetik diş hekimliğinde geniş kullanım alanları bulunmaktadır (Malekipour ve ark., 2017).

Bu çalışmada, PEEK ve PEKK altyapıların veneerlenmesi için özel olarak üretilen, ışıkla polimerize olan, içeriğinde cam doldurucular, nano ve mikro partikül boyutunda inorganik doldurucular bulunan, parlatılabilirliği yüksek, direk veya indirekt yöntemlerle kullanılabilen kompozit veneer materyali kullanılmıştır.

Ağız ortamındaki, ısısız, kimyasal ve mekanik sebeplerle oluşabilecek gerilimler, yüksek performanslı polimerler ile veneer materyali olarak kullanılan kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımını etkileyebilmektedir. Bu sebeple *in vitro* olarak gerçekleştirilen bağlanma dayanımı testlerinin kullanıldığı çalışmalarda sıklıkla suda bekletme ya da termal yaşlandırma gibi yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (Kern ve Lehmann, 2012; Uhrenbacher ve ark., 2014; Rosentritt ve ark., 2015; Rocha ve ark., 2016; Lümekmann ve ark., 2018). Yaşlandırma sırasında, ortamda bulunan su moleküllerinin polimer ile birleşmesi, kovalent bağların kimyasal olarak parçalanmasına ve sonuçta bağlanma ara yüzeyinde bozulmalara sebep olabilmektedir. Ara yüzde oluşan bu bozulmalar bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Sezinando ve ark., 2012; Khoroushi ve Rafiei, 2013). Termal döngü ile yaşlandırma işleminin, tüm örnekler etki etmesi ve standardizasyonun sağlanabilmesi nedeniyle uygun bir yöntem olduğu belirtilmiştir (Gale ve Darvell, 1999; Piwowarczyk ve ark., 2004). Çalışmalarda termal döngü ile yaşlandırma işlemi, tekrarlanabilir olması gibi avantajları nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir (Stawarczyk, Bähr, ve ark., 2014; Uhrenbacher ve ark., 2014). Yüksek performanslı polimerlerin kullanıldığı çalışmalarda 5000 döngü termal yaşlandırma işleminin uygulandığı görülmüştür (Uhrenbacher ve ark., 2014; Barto ve ark., 2021). Bu çalışmada kompozit rezin uygulandıktan sonra örnekler, araştırmacıların

görüşleri (Rosentritt ve ark., 2015; Silthampitag ve ark., 2016; Schwitalla ve ark., 2017; Tosun ve Yanıkoğlu, 2022) doğrultusunda 37°C’ de distile su içerisinde 24 saat bekletilmiş, daha sonra her gruptan örneklerin yarısına, altı aylık ağız içi koşulların (Gale ve Darvell, 1999) taklit edilmesine karşılık gelen 5000 döngü termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır.

Çalışmada termal yaşlandırma işlemi için kullanılan cihaz, 2003 yılında Uluslararası Standartlar Örgütü’ nün (ISO/TS 11405) önerdiği standardize edilmiş elektronik bir termal döngü cihazıdır (ISO, 2003). Termal döngüde sadece su moleküllerinin etkisi değil, ağız ortamında restorasyonların ve tüm dokuların maruz kaldığı, sıcak ve soğuk etkisinin de taklit edilmesi söz konusudur. Elektronik bir termal döngü cihazında, biri soğuk, diğeri sıcak olmak üzere, iki adet banyoya belli bir düzen içerisinde örneklerin maruz bırakılması söz konusudur. Bu çalışmada araştırmalarda sıklıkla kullanılan banyo sıcaklıkları (5°C/55°C) tercih edilmiştir (Kern ve Lehmann, 2012; Uhrenbacher ve ark., 2014; Rosentritt ve ark., 2015; Stawarczyk ve ark., 2017; Peng ve ark., 2021; Barto ve ark., 2021).

Yapılan literatür incelemesinde; PEEK ve PEKK polimerlerinin kompozit rezin ile bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmaların büyük çoğunluğunda çekme ya da bağlanma dayanımı testlerinin kullanıldığı görülmüştür (Schmidlin ve ark., 2010; Hallmann ve ark., 2012; Keul ve ark., 2014; Silthampitag ve ark., 2016; Schwitalla ve ark., 2017; Sakihara ve ark., 2019; Fokas ve ark., 2019). Çekme testlerinde stres dağılımının daha homojen olduğu belirtilmiştir. Ancak uygulanan kuvvetin ya da örneğin pozisyonundaki minimum bir sapmanın bile sonuçları değiştirebileceği göz önünde bulundurulmalıdır (Mason ve ark., 1996). Tüm bunların yanı sıra hassas bir teknik donanım ihtiyacı duyulan çekme testinde cihaza yerleştirilirken bile örnekte kırılma oluşabilmekte, dehidratasyon görülebilmektedir. Ayrıca 5 MPa ın altındaki ölçümler

yapılamaz (Armstrong ve ark., 2010). Bağlanma dayanımı testlerinin uygulanması sırasında oluşan kuvvet dağılımının homojen olduğu söylenebilir (Pashley ve ark., 1995). Ayrıca bu testlerin, ağız ortamındaki kuvvetlerin taklit edilmesi hususunda çekme testlerine göre daha başarılı olduğu ifade edilmiştir (Leinfelder, 2001). Bağlanma dayanımı testleri kolay uygulanabilir ve tekrarlanabilir testlerdir (Fischer ve ark., 2009). Bu avantajları göz önünde bulundurularak çalışmada bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır.

Uluslararası Standartlar Örgütü (ISO/TR 11405)' nde, minimum 3 mm çapta bağlanma alanının taslak olarak kullanılabileceği ve başlık hızının 0.75 ± 0.30 mm/dk olması gerektiği (ISO, 2003) belirtilmiş, daha yüksek başlık hızı ile yapılan araştırmalarda hatalı sonuçlar çıkabileceği ifade edilmiştir (Piwowarczyk ve ark., 2004). Benzer araştırmalarda, 1 mm/dk başlık hızında ölçümler yapılmıştır (Zhou ve ark., 2014; Schwitalla ve ark., 2017; Bötzel ve ark., 2018; Tsuka ve ark., 2019; Tosun ve Yanıkoğlu, 2022). Bu çalışmada, başlık hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmış ve 3 mm çapa sahip bağlantı alanı kullanılmıştır.

Uluslararası standartlara göre, rezin esaslı materyallerin, kabul edilebilir minimum bağlanma dayanımı 5 MPa'dır (ISO, 2004). Ancak klinik koşullarda kalıcı bağlanmanın oluşabilmesi için bağlanma dayanımının minimum 10 MPa olması gerektiği belirtilmiştir (Thurmond ve ark., 1994; Çağlar ve ark., 2019; Gama ve ark., 2020). Bu çalışmada, kontrol grupları da dahil olmak üzere tüm deney gruplarında bağlanma dayanımı değerleri, 5 MPa olan kabul edilebilir minimum değer üzerinde bulunmuştur. Termal yaşlandırma işleminin PEEK materyalinden hazırlanan bütün örneklerde bağlanma dayanımı değerlerini düşürdüğü gözlenmiştir. Bu düşüşe rağmen, PEEK polimerinden hazırlanan kontrol grubu örneklerde bağlanma dayanımı değeri 10.97 MPa, Er: YAG lazer uygulanan örneklerde 12.68 MPa olarak elde edilmiştir. Termal yaşlandırma

işleminde sonra PEEK materyalinden hazırlanan Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) ve Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) örneklere bağlanma dayanımı değeri klinik olarak kabul gören 10 MPa' ın altına düşmemiştir. PEEK materyalinden hazırlanan örneklere elde edilen sonuçların aksine PEKK materyalinden hazırlanan örneklere termal yaşlandırma işleminde sonra bağlanma dayanımı değeri artışı görülmüştür.

PEKK'den hazırlanan termal yaşlandırma işleminde uygulanan örneklere en yüksek bağlanma dayanımı değeri (15.23 MPa) Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) örneklere elde edilmiştir. Bunu sırasıyla Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) (14.38 MPa), Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) (14.30 MPa) ve Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) (12.37 MPa) örneklere takip etmiştir. Bu sonuç, PEKK materyalinin yapısında bulunan iki keton grubunun kimyasal adezyonu ve bağlanma dayanımını arttırmış olabileceğini düşündürmüştür.

Çağlar ve ark. (2019) yaptıkları araştırma sonucunda bağlanma dayanımı açısından; Er: YAG lazer uygulanan grup ile kontrol grubu arasında anlamlı bir fark olmadığını ifade etmişlerdir. Benzer şekilde mevcut çalışmada Er: YAG lazer uygulanan örneklere ile kontrol grubundaki örneklere elde edilen değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Tosun ve Yanıkoğlu (2022), yaptıkları bir çalışmada, yüksek performanslı polimerler ve rezin matris seramiklerin bağlanma dayanımını değerlendirmişler ve materyallerin yüzeyine alüminyum oksit partikülleriyle kuşlama ve tribokimyasal kuşlama olmak üzere iki farklı yüzey işleminde uygulamışlardır. Adeziv ajan kullanılan gruplarda bağlanma dayanımı değerlerini; kuşlama işleminde uygulanan PEEK materyalinden hazırlanan örneklere 6.1 MPa, PEKK materyalinden hazırlanan

örneklerde 10 MPa, tribokimyasal kumlama işlemi uygulanan PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde 9.7 MPa, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde 9.8 MPa olarak saptamışlardır. Bu çalışmada bağlanma dayanımı değerleri termal yaşlandırma işlemi uygulanmayan, Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kumlama) PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde 12.06 MPa, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde 12.93 MPa, Grup 3 (Alüminyum Oksit Kumlama+Tribokimyasal Kumlama) PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde 13.38 MPa, PEKK materyalinden hazırlanan örneklerde 9.97 MPa olarak elde edilmiştir. Tosun ve Yanıkoğlu' nun (2022) araştırması ile bu çalışmanın sonuçları arasındaki farklılık; kullanılan rezinin ve adezivin değişik olmasına bağlı olabileceği gibi, polimerizasyon için kullanılan yöntemin farklı olmasından da kaynaklanmış olabilir. Bu çalışmada kompozit rezinin ilk polimerizasyonu sırasında kullanılan silikon kalıbın şeffaf yapıda olması, polimerizasyonun daha iyi gerçekleşmesini sağlamıştır.

PEEK materyalinden hazırlanan örneklerin yüzeyinin Nd: YAG lazer, femtosaniye lazer, plazma ve sülfirik asit ile modifiye edildikten sonra, kompozit rezin ile bağlanma dayanımının değerlendirildiği bir çalışmada, Nd: YAG lazer uygulamasının (12.81 MPa), sülfirik asite (13.56 MPa) alternatif olabileceği belirtilmiştir (Türkkal, 2019, s.89). Bu çalışmada ise Nd: YAG lazer uygulanan örneklerde bağlanma dayanımı değerleri düşük bulunmuştur. İki çalışmanın sonuçları arasındaki farklılık, lazer parametreleri ve uygulama süresinin değişik olmasından kaynaklanmış olabilir.

Ulgey ve ark. (2021) çalışmalarında, PEEK materyalinden hazırladıkları örnekler ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımını incelemişler, KTP, Nd: YAG ve Er: YAG lazer uygulanan örneklerde, hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubundaki örneklerden daha yüksek ve etkin bağlanma dayanımı değerleri oluştuğunu saptamışlardır. En yüksek ortalama bağlanma dayanımı değeri Nd: YAG lazer uygulanan

örneklerde 16.35 MPa olarak saptanmış, bunu sırasıyla Er: YAG lazer (14.29 MPa) ve KTP lazer (11.33 MPa) uygulanan örnekler takip etmiştir. Aynı lazer parametrelerinin kullanıldığı bu çalışmada ise termal yaşlandırma işlemi uygulanmayan Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde 11.59 MPa, termal yaşlandırma işlemi uygulanmayan Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde 15.37 MPa bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Mevcut tez çalışmasında Er: YAG lazerin, alüminyum oksit partikülleri ile kuşlama işlemiyle kombine şekilde uygulanması bağlanma dayanımı değerlerini arttırmıştır.

Jahandideh ve ark. (2020) çalışmalarında PEEK ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımına Er: YAG ve CO₂ lazerin etkisini değerlendirmişler, Er: YAG lazer uygulanan örneklerde daha fazla bağlanma dayanımı değerleri elde edildiğini belirtmişlerdir.

Gadelmawla ve ark. (2002), Er: YAG lazer uygulanan örneklerde, kontrol grubundaki örneklerden daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri saptamışlar, bu durumu yüzey kristal yapısının incelendiği XRD analizinde, pik sayılarının artışına bağlı amorf yapının artmasına bağlamışlardır. Bu çalışmada Er: YAG lazer tatbik edilen örneklerde bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek olması, bahsedilen amorf yapıya bağlı olabileceği gibi, alüminyum oksit partikülleriyle kuşlama işlemiyle kombine bir şekilde uygulanmasına da bağlı olabilir.

Çağlar ve ark. (2018), PEEK materyalinden hazırladıkları örneklerin yüzeylerine uyguladıkları farklı adeziv ajanların, bağlanma dayanımına etkisini incelemişler, Er: YAG lazerin 10 Hz frekans ve 1.5 W güç parametrelerinin, bağlanma dayanımını etkilemediğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada 20 Hz, 3 W güç parametrelerinde lazer uygulaması yapılmıştır.

Yapılan çalışmalarda PEEK polimerinden hazırlanan örneklerin yüzeyine uygulanan tribokimyasal ve alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemlerinde birbirine yakın bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir (Rocha ve ark., 2016; Çağlar ve ark., 2019). Başka bir çalışmada ise alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemi uygulanan örneklerde 7.77 MPa bağlanma dayanımı değeri elde edilirken, tribokimyasal kumlama işlemi uygulanan örneklerde 11.01 MPa bağlanma dayanımı değeri saptanmıştır (Arslan, 2021, s.77). EDS analizi ile yapılan değerlendirmede, tribokimyasal kumlama işlemi uygulanan örneklerin yüzeyinde yüksek oranda silika bulunmasının, bağlanma dayanımına olumlu etkisinin olduğu belirtilmiştir (Amaral ve ark., 2006).

Bu çalışmada ortalama bağlanma dayanımı değeri termal yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde 11.20 MPa, uygulanmayan örneklerde 11.71 MPa olarak elde edilmiş olup, termal yaşlandırma işleminin etkisinin istatistiksel olarak anlamlı ($p=0.459$) olmadığı belirlenmiştir.

Kılıç (2021, s.76), çalışmasında PEEK ve PEKK polimerlerinden hazırladığı örnekler ile indirekt laboratuvar kompoziti arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmiş, PEEK polimerinden hazırladığı örneklerde, PEKK polimerinden hazırladığı örneklerden anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri saptamıştır. Kılıç (2021, s.76), termal yaşlandırma işleminin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmemiştir. Bu çalışmada ortalama bağlanma dayanımı değeri; PEEK materyalinden hazırlanan termal yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerde 12.23 MPa, termal yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde ise 9.66 MPa, PEKK materyalinden hazırlanan termal yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerde 11.19 MPa, termal yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde ise 12.75 MPa olarak elde edilmiştir. Bu sonuçlara dayanarak ağız içi koşullarda bağlanma dayanımı açısından PEKK materyalinin daha avantajlı olabileceği düşünülmüştür.

Yüzey pürüzlülüğü ile bağlanma dayanımı arasındaki ilişkiyi daha net bir şekilde inceleyebilmek için, bu çalışmada yüzeyin topoğrafisi SEM analizi ile değerlendirilmiştir. Pürüzlülük sonuçlarıyla uyumlu olarak, Grup 1 (Alüminyum Oksit Kumlama; Kontrol grubu), Grup 2 (Alüminyum Oksit Kumlama+Hidroflorik Asit) ve Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+Er YAG Lazer) örneklerde düzensiz kraterimsi ve girintili çıkıntılı yapılar gözlenmiştir. Grup 3 (Alüminyum Oksit Kumlama+Tribokimyasal Kumlama) örneklerde, diğer gruplardan farklı olarak gözle görülür şekilde çok daha homojen, ağımsı yapılar izlenmiştir. Grup 4 (Alüminyum Oksit Kumlama+Nd: YAG Lazer) örneklerde ise nerdeyse pürüzsüz görüntüler saptanmış olup, elde edilen görüntülerin düşük pürüzlülük değerlerini destekler nitelikte olduğu ve bağlanma dayanımını negatif yönde etkilediği söylenebilir. Tüm gruplarda elde edilen SEM görüntüleri bağlanma dayanımı değerlerini destekler şekildedir.

Türkkal (2019, s.98) yaptığı çalışmada, Nd: YAG lazer uygulanan örneğin yüzey görüntüsünde homojen ve belirgin şekilde yüksek ile alçak yapılar olduğunu belirtmiş, bu görüntülerle uyumlu olarak yüksek bağlanma dayanımı değerleri saptamıştır. Benzer bir çalışmada; lazer uygulanan örneklerin yüzeyinde dik ve derin çukurlar oluştuğu, rezinin yeterli ıslanmayı gerçekleştiremediği, bu sebeple düşük bağlanma dayanımı değerleri elde edildiği belirtilmiştir (Akkan ve ark., 2013). Bu çalışmada ise, her iki materyalden hazırlanan Grup 5 (Alüminyum Oksit Kumlama+Er: YAG Lazer) örneklerin yüzeylerinde daha belirgin krater alanlar oluştuğu görülmüştür. Bu görüntüler, yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri ve artmış bağlanma dayanımını destekler niteliktedir.

Schmidlin ve ark. (2010), tribokimyasal kumlama işlemi uygulanan örneklerin SEM görüntülerinde silika partiküllerinin çok net bir şekilde gözlendiğini belirtmişlerdir. Benzer şekilde bu çalışmada da Grup 3 (Alüminyum Oksit Kumlama+Tribokimyasal Kumlama) hem PEEK, hemde PEKK materyalinden hazırlanan örneklerin SEM

görüntülerinde diğer yüzey işlemlerinden çok farklı bir görüntü elde edilmiştir. Bu farklılığın silika partiküllerinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bu çalışmada alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi uygulanan kontrol grubundaki örneklerde belirlenen homojen olmayan çukurcuklar ve dağınık düzensiz SEM görüntüleri yapılan araştırmalar ile benzerlik göstermektedir (Lee, Shin, Lee, ve ark., 2017; Çağlar ve ark., 2019; Çulhaoğlu ve ark., 2020; Arslan, 2021, s.72). Bu çalışmada, PEKK materyalinden hazırlanan Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kumlama) örneklerin, PEEK materyalinden hazırlanan örneklere göre daha yüksek temas açısı ve daha düşük pürüzlülük değerleri göstermesine karşın, daha fazla bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği belirlenmiştir. Bu sonuca dayanarak bağlanma dayanımını etkileyen tek faktörün pürüzlülük ve ıslanabilirlik olmadığı söylenebilir.

Schwitalla ve ark. (2017), plazma uygulanan PEEK örneklerin yüzeyinin pürüzlülüğünün azaldığını, bağlanma dayanımının ise arttığını saptamışlardır. Bu durumun, yüzey pürüzlülüğünden dolayı oluşan mikro retansiyondan bağımsız olarak artan serbest yüzey enerjisi ve açığa çıkan fonksiyonel grupların kimyasal bağlanma sağlamasından kaynaklandığını belirtmişlerdir.

Çulhaoğlu ve ark. (2020), lazer uyguladıkları gruplarda yüksek temas açısı ve bağlanma dayanımı değerleri saptamışlardır. Akkan ve ark. (2013) çalışmalarında, kontrol grubuna kıyasla lazer uygulanan örneklerde yüksek temas açısı ile pürüzlülük değerleri saptamışlardır. Türkkal (2019, s.89), lazer uygulanan örneklerde fazla pürüzlülükle yüksek temas açısı değerlerinin, plazma uygulanan örneklerde ise düşük pürüzlülükle düşük temas açısı değerlerinin görüldüğünü belirtmiştir.

Lazer uygulandığında yüzeyde karbonun oksijene oranının azalarak, oksijen içeren fonksiyonel grupların açığa çıktığı ve kimyasal bağlanma oluşturarak bağlanma dayanımını arttırdığı ifade edilmiştir (Akkan ve ark. 2013, Wilson ve ark. 2015). Quere

(2008), ıslanabilirliğin sadece yüzey pürüzlülüğüne değil, aynı zamanda materyalin kimyasına da bağlı olduğunu belirtmiştir. Bu mevcut çalışmada yüksek pürüzlülük değerleri ile yüksek temas açısı değerleri elde edilen Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer), Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit) ve bu iki gruptan daha düşük temas açısı değerleri ile birlikte daha düşük pürüzlülük değerleri saptanan Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örneklerdeki sonuçları açıklar niteliktedir.

Bu çalışmada en düşük (37.77°) ortalama temas açısı değerleri Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Tribokimyasal Kuşlama) PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde elde edilmiştir. PEEK materyalinden hazırlanan termal yaşlandırma işlemi uygulanmayan Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Tribokimyasal Kuşlama) örneklerde bağlanma dayanımı değerleri (13.38 MPa) Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama) örneklerden daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuç temas açısı değerleri azaldıkça bağlanma dayanımının arttığını göstermiştir.

Silva ve ark. (2018); farklı yüzey işlemleri uyguladıktan sonra pürüzlülük, temas açısı ve bağlanma dayanımını değerlendirmişler, adeziv uygulamasının temas açısı değerlerini büyük oranda azaltarak başarı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Rosentritt ve ark. (2015), stabil bir bağlanma elde edebilmek için sadece yüzey işlemlerinin ve yüzeyin pürüzlendirilmesinin yeterli olmayacağını, yüzey topoğrafyası ile adeziv ajan kullanılmasının çok daha önemli olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları da bu durumu destekler nitelikte olup bağlanma prosedüründe sadece yüzeyin pürüzlülüğü ve temas açısının yeterli olmadığı, adeziv ajan uygulamasının önemli olduğu belirlenmiştir. Yapılan korelasyon analizi sonucunda da; pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri arasında ($p=0.760$), temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($p=0.113$) saptanmamış, temas açısı ile

pürüzlülük değerleri arasında ise pozitif yönlü çok zayıf düzeyde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($r=0.175$; $p=0.027$) tespit edilmiştir.

Mevcut tez çalışmasının sonuçlarına göre hipotezlerden:

İki farklı materyale uygulanan değişik yüzey işlemlerinin kontrol grubuna göre tüm gruplarda pürüzlülük değerlerini arttırmadığı ve temas açısı değerlerini düşürmediği belirlendiğinden H0 hipotezi red edilmiştir.

Pürüzlülük ile bağlanma dayanımı değerleri ve temas açısı ile bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadığından H1 hipotezi red edilmiştir.

Termal yaşlandırma işleminin, bazı gruplarda bağlanma dayanımını azalttığı, bazı gruplarda arttırdığı saptandığından H2 hipotezi kısmen kabul edilmiştir.

In vitro olarak yapılması, tek çeşit kompozit rezin kullanılması ve ağız içi koşulların tam olarak yansıtılamaması bu çalışmanın limitasyonlarıdır. Kombine yüzey işlemleri uygulanarak, farklı türde kompozit rezin kullanılarak yeni araştırmalar yapılabilir. Elde edilecek sonuçlar uzun süreli klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- Profilometre ile SEM analizlerinden elde edilen veriler birbirlerini destekler nitelikte olup, en yüksek yüzey pürüzlülük değerleri; her iki materyalden hazırlanan Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer) örneklerde saptanmıştır. Bu grubu sırasıyla Grup 2 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Hidroflorik Asit), Grup 1 (Kontrol: Alüminyum Oksit Kuşlama), Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Tribokimyasal Kuşlama) ve Grup 4 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Nd: YAG Lazer) örnekler takip etmiştir. PEEK materyalinden hazırlanan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri PEKK materyalinden hazırlanan örneklerden daha fazla olup, materyal türünün yüzey pürüzlülük değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$) bulunmuştur.
- Ortalama temas açısı değerleri; en yüksek (126.96°), Grup 5 (Alüminyum Oksit Kuşlama+Er: YAG Lazer), en düşük (37.77°) Grup 3 (Alüminyum Oksit Kuşlama+ Tribokimyasal Kuşlama) PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde tespit edilmiştir.
- Bağlanma dayanımı üzerine termal yaşlandırma işleminin etkisi istatistiksel olarak anlamlı ($p=0.459$) bulunmamıştır. Ortalama bağlanma dayanımı değerleri; termal yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde 11.20 MPa, termal yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerde 11.71 MPa olarak elde edilmiştir.
- Termal yaşlandırma işlemi; PEEK materyalinden hazırlanan örneklerde bağlanma dayanımı değerini 12.23 MPa' dan 9.66 MPa' a düşürmüştür.

- Yüzey pürüzlülüğü ile bağlanma dayanımı arasında ($p=0.760$) ve temas açısı ile bağlanma dayanımı arasında ($p=0.113$) istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Temas açısı ile yüzey pürüzlülük değerleri arasında pozitif yönlü çok zayıf düzeyde ($r=0.175$; $p=0.027$) istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmıştır.

PEKK polimerinden hazırlanan örneklerde, PEEK polimerinden hazırlanan örneklerin aksine termal yaşlandırma işleminden sonra bağlanma dayanımı değerlerinin arttığı görülmüştür. Bu sonuçlara dayanarak, ağız içi koşullar açısından tercih önceliğinin PEKK' ten yana olması gerektiği düşünülmüştür. Ancak bu durumun daha fazla sayıda *in vitro* ve klinik çalışmayla desteklenmesi gerekmektedir. PEEK ve PEKK alt yapılar ile kompozit rezinler arasındaki bağlanma dayanımını artırmak için alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi tek başına uygulanabileceği gibi, Er: YAG lazerle kombine şekilde de kullanılabilir. Bu yüzey işlemleri, klinikte kolay bir şekilde tatbik edilebileceklerinden pratikte tercih edilebilir yöntemlerdir.

KAYNAKLAR

- Aboushelib, M. N., de Jager, N., Kleverlaan, C. J. ve Feilzer, A. J., 2007. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dental Materials*, 23(8), 952-959.
- Akhavan, S., Matthiesen, M. M., Schulte, L., Penoyar, T., Kraay, M. J., Rimnac, C. M. ve Goldberg, V. M., 2006. Clinical and histologic results related to a low-modulus composite total hip replacement stem. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 88(6), 1308-1314.
- Akkan, C., Hammadeh, M., Brück, S., Park, H., Veith, M., Abdul-Khaliq, H. ve Aktas, C., 2013. Plasma and short pulse laser treatment of medical grade PEEK surfaces for controlled wetting. *Materials Letters*, 109, 261-264.
- Akyil, M. S., Yilmaz, A., Karaalioglu, O. F. ve Duymuş, Z. Y., 2010. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28(4), 539-545.
- Alqurashi, H., Khurshid, Z., Syed, A. U. Y., Habib, S. R., Rokaya, D. ve Zafar, M. S., 2021. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of Advanced Research*, 18(28), 87-95.
- Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M. A. ve Valandro, L. F., 2006. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 22(3), 283-290.
- Andreasson, H., Boman, A., Johnsson, S., Karlsson, S. ve Barregård, L., 2003. On permeability of methyl methacrylate, 2-hydroxyethyl methacrylate and triethyleneglycol dimethacrylate through protective gloves in dentistry. *European Journal of Oral Sciences*, 111(6), 529-535.

- Andrikopoulou, E., Zoidis, P., Artopoulou, I. I. ve Doukoudakis, A., 2016. Modified PEEK resin bonded fixed dental prosthesis for a young cleft lip and palate patient. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(4), 201-207.
- Anusavice, Kenneth J., 2013. Resin-based composites, Phillips' science of dental materials / Kenneth J. Anusavice, Chiayi Shen, H. Ralph Rawls., 12th ed., Rawls, H. Ralph (eds)., Elsevier, ABD.
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J. ve Yamagawa, J., 2010. Adhesion to tooth structure: A critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50-62.
- Arslan, E., 2021. Polietereterketona uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü, faz değişimi ve bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi. Uzmanlık Tezi, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Rize.
- Asmussen, E., 1982. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 90(6), 490-496.
- Ayad, M. F., Johnston, W. M., & Rosenstiel, S. F., 2009. Influence of dental rotary instruments on the roughness and wettability of human dentin surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(2), 81-88.
- Ayaz, D. F., Tağtekin, D. ve Yanıkoğlu, F., 2011. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(4), 49-56.
- Aydın, A. K., Terzioğlu, H., Ulubayram, K., Hasırcı, N., Aydın, A., Terzioğlu, H., Ulubayram, K. ve Hasırcı, N., 1997. Wetting properties of saliva substitutes on acrylic resin. *International Journal of Prosthodontics*, 10(5), 473-480.

- Baracco, B., Fuentes, M., Garrido, M. A., Gonzalez-Lopez, S. ve Ceballos, L., 2013. ISO/TS 11405: Dental materials-testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405: Dental materials-testing of adhesion to tooth structure, 2003. *Odontology*, 101(2), 177-185.
- Barto, A., Vandewalle, K. S., Lien, W. ve Whang, K., 2021. Repair of resin-veneered polyetheretherketone after veneer fracture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(4), 704.e701-704.e708.
- Bassi, M. A., Bedini, R., Pecci, R., Ioppolo, P., Lauritano, D. ve Carinci, F., 2016. Mechanical Properties of Abutments: Resin-Bonded Glass Fiber-Reinforced Versus Titanium. *International Journal of Prosthodontics*, 29(1), 77-79.
- Bathala, L., Majeti, V., Rachuri, N., Singh, N. ve Gedela, S., 2019. The role of polyether ether ketone (Peek) in dentistry—a review. *Journal of Medicine and Life*, 12(1), 5 -9.
- Bechir, E. S., Bechir, A., Gioga, C., Manu, R., Burcea, A. ve Dascalu, I. T., 2016. The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *Materiale Plastice*, 53(3), 394-398.
- Bedran-de-Castro, A. K. B., Cardoso, P. E. C., Ambrosano, G. M. B. ve Pimenta, L. A. F., 2004. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Operative Dentistry-University of Washington-*, 29(1), 42-48.
- Benard, M. F. Q., Grisel, M., ve Laurens, P., 2004. Excimer laser surface treatment as an innovative way to control composite materials adhesion performance. European Adhesion Conference, 7th, Freiburg, Germany, 132-137.
- Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J.-F., Edelhoff, D. ve Naumann, M., 2012. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, 28(4), 449-456.

- Blahnik, J. A. ve Rindge, D. W., 2003. Laser Therapy: A Clinical Manual. Healing Light Seminars., Inc. Melbourne, FL.
<https://books.google.com.tr/books?id=Zh89AAAACAAJ>, (3.7.2023).
- Bonner, J. W. H., 1962. *U.S. Patent No. 3,065,205*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Borba, M., Della Bona, A. ve Cecchetti, D., 2009. Flexural strength and hardness of direct and indirect composites. *Brazilian Oral Research*, 23(1), 5-10.
- Bötel, F., Zimmermann, T., Sütel, M., Müller, W. D. ve Schwitalla, A. D., 2018. Influence of different low-pressure plasma process parameters on shear bond strength between veneering composites and PEEK materials. *Dental Materials*, 34(9), e246-e254.
- Bourauel, C., Fries, T., Drescher, D. ve Plietsch, R., 1998. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *The European Journal of Orthodontics*, 20(1), 79-92.
- Bruner, H. J., Guan, Y., Yoganandan, N., Pintar, F. A., Maiman, D. J. ve Slivka, M. A., 2010. Biomechanics of polyaryletherketone rod composites and titanium rods for posterior lumbosacral instrumentation: presented at the 2010 Joint Spine Section Meeting. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 13(6), 766-772.
- Caglar, I., Ates, S. M. ve Yesil Duymus, Z., 2019. An In Vitro Evaluation of the Effect of Various Adhesives and Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to Polyetheretherketone. *Journal of Prosthodontics*, 28(1). e342-e349.
- Caglar, I., Ates, S. M., Boztoprak, Y., Aslan, Y. U. ve Duymus, Z. Y., 2018. Effect of sandblasting, silica coating, and erbium: Yttrium-Aluminum-Garnet laser treatment on the shear bond strength of self-adhesive resin cement to alumina ceramics. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(8), 1000-1007.

- Calderon, P. d. S., Kogawa, E. M., Lauris, J. R. P. ve Conti, P. C. R., 2006. The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. *Journal of Applied Oral Science*, 14, 448-453.
- Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., Ergun, G., Vallittu, P. K. ve Lassila, L. V. J., 2018. Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dental Materials Journal*, 37(1), 49-58.
- Cetin, A. R. ve Unlu, N., 2012. Clinical wear rate of direct and indirect posterior composite resin restorations. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 32(3), e87-94.
- Chaijareenont, P., Prakhamsai, S., Silthampitag, P., Takahashi, H. ve Arksornnukit, M., 2018. Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dental Materials Journal*, 37(3), 385-392.
- Chen, M.-H., 2010. Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549-560.
- Cho, D.-Y., Lee, W.-Y. ve Sheu, P.-C., 2004. Treatment of multilevel cervical fusion with cages. *Surgical Neurology*, 62(5), 378-385.
- Chousterman, M., Heysselaer, D., Dridi, S. M., Bayet, F., Misset, B., Lamard, L., Peremans, A., Nyssen-Behets, C. ve Nammour, S., 2010. Effect of acid etching duration on tensile bond strength of composite resin bonded to erbium:yttrium-aluminium-garnet laser-prepared dentine. Preliminary study. *Lasers in Medical Science*, 25(6), 855-859.
- Coessens, V., Pintauer, T. ve Matyjaszewski, K., 2001. Functional polymers by atom transfer radical polymerization. *Progress in Polymer Science*, 26(3), 337-377.
- Coldea, A., Swain, M. V. ve Thiel, N., 2013. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.

- Coluzzi, D. J., 2000. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44(4), 753-765.
- Coluzzi, D. J., 2004. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 751-770.
- Costa, A., Xavier, T., Noritomi, P., Saavedra, G. ve Borges, A., 2014. The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars. *Operative Dentistry*, 39(4), E160-170.
- Council on Dental Materials, I. ve Equipment., 1987. Dentin bonding systems: an update. *The Journal of the American Dental Association*, 114(1), 91-95.
- Culbertson, B. M., Wan, Q. ve Tong, Y., 1997. Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. *Journal of Macromolecular Science, Part A: Pure and Applied Chemistry*, 34(12), 2405-2421.
- Çulhaoğlu, A. K., Özkır, S. E., Şahin, V., Yılmaz, B. ve Kılıçarslan, M. A., 2020. Effect of various treatment modalities on surface characteristics and shear bond strengths of polyetheretherketone-based core materials. *Journal of Prosthodontics*, 29(2), 136-141.
- Dayangaç, B., 2000. Kompozit Rezin Restorasyonlar, s.10, Güneş Kitabevi LTD. Şti. , Ankara.
- De Moor, R. ve Delme, K., 2009. Laser assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure, part 1: laser-assisted cavity preparation. *Journal of Adhesive Dentistry*, 11(6), 427-438.
- De Oliveira Ortolan, A. S., Torres, C. P., Gomes-Silva, J. M., de Menezes-Oliveira, M. A., Pécora, J. D., Palma-Dibb, R. G. ve Borsatto, M. C., 2009. Effect of erbium-doped yttrium aluminium garnet laser parameters on ablation capacity and

- morphology of primary dentin. *Photomedicine and Laser Surgery*, 27(6). 885-890.
- Dederich, D. N., 1993. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *Journal of the American Dental Association*, 124(2), 57-61.
- Denes, F., 1997. Synthesis and surface modification by macromolecular plasma chemistry. *Trends in Polymer Science*, 1(5), 23-31.
- Dikici, B., Başaran, E. ve Can, E., 2020. The effect of surface preparation methods on the surface roughness of resin based, polymer infiltrated ceramic and feldspatic CAD/CAM materials. *Yeditepe Dental Journal*, 16(2), 129-136.
- Duygu, S., Necati, K. ve Yakup, S., 2012. Lazer sinterleme ve döküm teknikleri ile elde edilen metal altyapıların tamir dayanıklılıklarının karşılaştırılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 13(3), 7-14.
- Ebnesajjad, S., 2011. Handbook of adhesives and surface preparation: technology, applications and manufacturing. A volume in Plastics Design Library, s.115, Elsevier Health Sciences.
- Erbil, H. Y., 2006. Surface Chemistry of Solid and Liquid Interfaces, s.236-245, Blackwell Publishing Ltd, İngiltere.
- Eschbach, L., 2000. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*, 31, D22-D27.
- Fan, J., Tsui, C. P., Tang, C. Y. ve Chow, C., 2004. Influence of interphase layer on the overall elasto-plastic behaviors of HA/PEEK biocomposite. *Biomaterials*, 25(23), 5363-5373.
- Feerick, E. M., Kennedy, J., Mullett, H., FitzPatrick, D. ve McGarry, P., 2013. Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Medical Engineering & Physics*, 35(6), 712-722.

- Fischer, J., Stawarczyk, B., Trottmann, A. ve Hämmerle, C. H., 2009. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dental Materials*, 25(3), 326-330.
- Fokas, G., Guo, C. Y. ve Tsoi, J. K., 2019. The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 93, 1-8.
- Fortin, D. ve Vargas, M. A., 2000. The spectrum of composites: new techniques and materials. *The Journal of the American Dental Association*, 131, 26S-30S.
- Frankenberger, R., Pashley, D. H., Reich, S. M., Lohbauer, U., Petschelt, A. ve Tay, F. R., 2005. Characterisation of resin–dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*, 26(14), 2043-2052.
- Fuhrmann, G., Steiner, M., Freitag-Wolf, S. ve Kern, M., 2014. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials*, 30(3), 357-363.
- Gadelmawla, E., Koura, M. M., Maksoud, T. M., Elewa, I. M. ve Soliman, H., 2002. Roughness parameters. *Journal of Materials Processing Technology*, 123(1), 133-145.
- Gale, M. ve Darvell, B., 1999. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
- Gama, L. T., Duque, T. M., Özcan, M., Philippi, A. G., Mezzomo, L. A. M. ve Gonçalves, T. M. S. V., 2020. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dental Materials*, 36(4), e93-e108.
- Ghajghouj, O. ve Taşar-Faruk, S., 2019. Evaluation of fracture resistance and microleakage of endocrowns with different intracoronal depths and restorative materials luted with various resin cements. *Materials (Basel)*, 12(16), 2528-2539.

- Gökçe, H. ve Beydemir, B., 2002. Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 44(4), 457-463.
- Goodacre, C. J. ve Spolnik, K. J., 1994. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I. Success and failure data, treatment concepts. *Journal of Prosthodontics*, 3(4), 243-250.
- Guess, P. C., Selz, C. F., Steinhart, Y. N., Stampf, S. ve Strub, J. R., 2013. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *International Journal of Prosthodontics*, 26(1), 21-25.
- Guo, X.D., Li, R.X., Hang, Y., Xu, Z.Z., Yu, B.K., Ma, H.L., Lu, B. ve Sun, X.W., 2008. Femtosecond laser-induced periodic surface structure on ZnO. *Materials Letters*, 62(12-13), 1769-1771.
- Hahnel, S., Wieser, A., Lang, R. ve Rosentritt, M., 2015. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Research*, 26(11), 1297-1301.
- Hallmann, L., Mehl, A., Sereno, N. ve Hämmerle, C. H., 2012. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science*, 258(18), 7213-7218.
- Haralur, S. B., 2021. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with various esthetic posts. *Technology and Health Care*, 29(2), 243-252.
- Harb, I. E., Abdel-Khalek, E. A. ve Hegazy, S. A., 2019. CAD/CAM Constructed Poly(etheretherketone) (PEEK) Framework of Kennedy Class I Removable Partial Denture: A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*, 28(2). e595-e598.
- Hashimoto, M., Ohno, H., Sano, H., Tay, F. R., Kaga, M., Kudou, Y., Oguchi, H., Araki, Y. ve Kubota, M., 2002. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after

- 1 year of water storage. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(3), 306-311.
- Haus, H. A., 2000. Mode-locking of lasers. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 6(6), 1173-1185.
- Hegemann, D., Brunner, H. ve Oehr, C., 2003. Plasma treatment of polymers for surface and adhesion improvement. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 208 (1-4), 281-286.
- Heimer, S., Schmidlin, P. R. ve Stawarczyk, B., 2017. Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1191-1200.
- Heimer, S., Schmidlin, P. R., Roos, M. ve Stawarczyk, B., 2017. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3), 419-425.
- Helvatjoglu-Antoniades, M., Koliniotou-Kubia, E. ve Dionyssopoulos, P., 2004. The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *Journal Oral Rehabilitation*, 31(9). 911-917.
- Henriques, B., Fabris, D., Mesquita-Guimarães, J., Sousa, A. C., Hammes, N., Souza, J. C. M., Silva, F. S. ve Fredel, M. C., 2018. 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*, 84, 225-234.
- Heymann, H.O., Swift, E.J. ve Ritter, A.V., 2012. Additional Conservative Esthetic Procedures. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 6th ed., Harald O. Heymann(eds)., St Louis, Elsevier Health Sciences.

- Hilton, T.J., Broome, J.C., 2006. Direct posterior esthetic restorations. In: Fundamentals of operative dentistry. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, Santos JD, (eds)., s. 289-340, Illinois: Quintessence publishing;USA.
- Holter, D., Frey, H., Mulhaupt, R. ve Klee, J., 1997. Branched bismethacrylates based on bis-GMA--A systematic route to low shrinkage composites. *Polymer Preprints(USA)*, 38(2), 84-85.
- Ikejima, I., Nomoto, R. ve McCabe, J. F., 2003. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental Materials*, 19(3), 206-211.
- International Organization for Standardization, 2003. Dental materials — Testing of adhesion to tooth structure (ISO - ISO/TS 11405: 2003). Edition 2, s. 1-16.
- International Organization for Standardization, 2004. Dentistry — Polymer-based crown and bridge materials. (ISO- ISO 10477:2004). Edition 2, s. 1-21.
- Jahandideh, Y., Falahchai, M. ve Pourkhalili, H., 2020. 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*, 11(2), 153-159.
- Jardel, V., Degrange, M., Picard, B. ve Derrien, G., 1999. Surface energy of etched ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 12(5), 415-418.
- Joglekar, A. P., Liu, H. H., Meyhöfer, E., Mourou, G. ve Hunt, A. J., 2004. Optics at critical intensity: applications to nanomorphing. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 101(16), 5856-5861.
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J. ve Grégoire, G., 2006. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39-46.

- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C. ve Silikas, N., 2007. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-163.
- Karabela, M. M. ve Sideridou, I. D., 2011. Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *Dental Materials*, 27(11), 1144-1152.
- Karakoca, S. ve Yilmaz, H., 2009. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 91(2), 930-937.
- Keller, U. ve Hibst, R., 1997. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers in Surgery and Medicine*, 20(1), 32-38.
- Kern, M. ve Lehmann, F., 2012. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials*, 28(12), 1280-1283.
- Keul, C., Liebermann, A., Schmidlin, P. R., Roos, M., Sener, B. ve Stawarczyk, B., 2014. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(4), 383-392.
- Kewekordes, T., Wille, S. ve Kern, M., 2018. Wear of polyetherketoneketones - Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dental Materials*, 34(3), 560-567.
- Khoroushi, M. ve Rafiei, E., 2013. Effect of thermocycling and water storage on bond longevity of two self-etch adhesives. *General Dentistry*, 61(3), 39-44.

- Kılıç, M., 2021. Yüzey işlemlerinin veneer materyalleri ile yüksek dayanıklı termoplastik altyapı materyalleri bağlantısına etkisi. Uzmanlık Tezi, Ordu Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi, Protetik Dış Tedavisi Ana Bilim Dalı, Ordu.
- Klur, T., Hasan, I., Ottersbach, K., Stark, H., Fichte, M., Dirk, C. ve Bourauel, C., 2019. PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clinical Oral Investigations*, 23(2), 771-777.
- Knaus, J., Schaffarczyk, D. ve Cölfen, H., 2020. On the Future Design of Bio-Inspired Polyetheretherketone Dental Implants. *Macromolecular Bioscience*, 20(1), e1900239.
- Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N., Bicer, C. O. ve Firatli, E., 2010. Microleakage and scanning electron microscopy evaluation of all-in-one self-etch adhesives and their respective nanocomposites prepared by erbium:yttrium-aluminum-garnet laser and bur. *Lasers in Medical Sciences*, 25(4), 493-502.
- Küçükeşmen, H. C., Küçükeşmen, Ç. ve Üşümez, A., 2010. Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 1(2), 39-48.
- Kumar, D., Rajmohan, T. ve Venkatachalapathi, S., 2018. Wear behavior of PEEK matrix composites: a review. *Materials Today: Proceedings*, 5(6), 14583-14589.
- Kurtz, S. M. ve Devine, J. N., 2007. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869.
- Kurtz, S. M., 2019. PEEK Biomaterials Handbook, Plastics Design Library, 2.nd ed., S. M. Kurtz (eds), William Andrew Publishing, ABD.
- Labriaga, W., Song, S. Y., Park, J. H., Ryu, J. J., Lee, J. Y. ve Shin, S. W., 2018. Effect of non-thermal plasma on the shear bond strength of resin cements to

- Polyetherketoneketone (PEKK). *Journal of Advanced Prosthodontics* , 10(6), 408-414.
- Lee, J. H., Um, C. M. ve Lee, I. B., 2006. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental Materials*, 22(6), 515-526.
- Lee, K. S., Shin, J. H., Kim, J. E., Kim, J. H., Lee, W. C., Shin, S. W. ve Lee, J. Y., 2017. Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *Bio Med Research International*, 2017, 1373127.
- Lee, K. S., Shin, M. S., Lee, J. Y., Ryu, J. J. ve Shin, S. W., 2017. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(5), 350-357.
- Lee, S., 2008. Femtosecond Laser Nanomachining and Applications to Micro/Nanofluidics for Single Cell Analysis, PhD Thesis. The University of Michigan, Mechanical Engineering, Michigan.
- Lee, T., Guymon, C., Jönsson, E. S. ve Hoyle, C. E., 2004. The effect of monomer structure on oxygen inhibition of (meth) acrylates photopolymerization. *Polymer*, 45(18), 6155-6162.
- Leinfelder, K. F., 2001. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dental Clinics North America*, 45(1), 1-6.
- Leinfelder, K. F., 2005. Indirect posterior composite resins. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26(7), 495-503; quiz 504, 527.
- Lethaus, B., Safi, Y., ter Laak-Poort, M., Kloss-Brandstätter, A., Banki, F., Robbenmenke, C., Steinseifer, U. ve Kessler, P., 2012. Cranioplasty with

- customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model. *Journal of Neurotrauma*, 29(6), 1077-1083.
- Li, H., Burrow, M. F. ve Tyas, M. J., 2002. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*, 18(3), 189-196.
- Li, R., Ren, Y. ve Han, J., 2000. [Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 18(6), 377-379.
- Liebermann, A., Wimmer, T., Schmidlin, P. R., Scherer, H., Löffler, P., Roos, M. ve Stawarczyk, B., 2016. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), 321-328.e322.
- Liu, P. R., 2005. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26(7), 507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
- Loktionov, E. Y., Ovchinnikov, A., Protasov, Y. ve Sitnikov, D., 2010. Energy efficiency of femtosecond laser ablation of refractory metals. *Journal of Applied Spectroscopy*, 77(4), 561-568.
- Lümkemann, N., Eichberger, M. ve Stawarczyk, B., 2017. Bonding to Different PEEK Compositions: The Impact of Dental Light Curing Units. *Materials (Basel)*, 10(1), 67-77.
- Lümkemann, N., Eichberger, M. ve Stawarczyk, B., 2020. Bond strength between a high-performance thermoplastic and a veneering resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), 790-797.
- Lümkemann, N., Eichberger, M., Murphy, R. J. ve Stawarczyk, B., 2020. Suitability of the new Aryl-Ketone-Polymer indicated for removable partial dentures: Analysis

- of elastic properties and bond strength to denture resin. *Dental Materials Journal*, 39(4), 539-546.
- Lümkemann, N., Strickstock, M., Eichberger, M., Zylla, I.-M. ve Stawarczyk, B., 2018. Impact of air-abrasion pressure and adhesive systems on bonding parameters for polyetheretherketone dental restorations. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 80, 30-38.
- Lüthy, H., Filser, F., Loeffel, O., Schumacher, M., Gauckler, L. J. ve Hammerle, C. H., 2005. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dental Materials*, 21(10), 930-937.
- Ma, R. ve Tang, T., 2014. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International Journal of Molecular Sciences*, 15(4), 5426-5445.
- Malekipour, M. R., Shirani, F., Taromi, Z. ve Shahnazari, S., 2017. Comparison of color stability of two resin composites in blood area. *Dental Hypotheses*, 8(3), 65-69.
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y. ve Hickel, R., 2000. Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 353-361.
- Mason, P., Ferrari, M., Cagidiaco, M. ve Davidson, C., 1996. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of Dentistry*, 24(3), 217-222.
- Matinlinna, J. P., Lung, C. Y. K. ve Tsoi, J. K. H., 2018. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: a review. *Dental Materials*, 34(1), 13-28.
- Meng, Z., Liu, Y. ve Wu, D., 2005. Effect of sulfur dioxide inhalation on cytokine levels in lungs and serum of mice. *Inhalation Toxicology*, 17(6), 303-307.

- Miara, P., 1998. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 10(4), 423-431; quiz 432.
- Monich, P. R., Berti, F. V., Porto, L. M., Henriques, B., Novaes de Oliveira, A. P., Fredel, M. C. ve Souza, J. C. M., 2017. Physicochemical and biological assessment of PEEK composites embedding natural amorphous silica fibers for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C, Materials for Biological Applications*, 79, 354-362.
- Moore, R., Beredjiklian, P., Rhoad, R., Theiss, S., Cuckler, J., Ducheyne, P. ve Baker, D. G., 1997. A comparison of the inflammatory potential of particulates derived from two composite materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 34(2), 137-147.
- Moszner, N. ve Salz, U., 2001. New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science*, 26(4), 535-576.
- Muhsin, S. A., Hatton, P. V., Johnson, A., Sereno, N. ve Wood, D. J., 2019. Determination of Polyetheretherketone (PEEK) mechanical properties as a denture material. *Saudi Dental Journal*, 31(3), 382-391.
- Nada, R., Abd El-Aal, Z., Yousef, M., El-Segai, A., 2021. Two Different Removable Partial Denture Framework Materials for Lower Kennedy class II. *Journal of Dental and Medical Sciences*, 20 (3), 4-17.
- Najeeb, S., Khurshid, Z., Matinlinna, J. P., Siddiqui, F., Nassani, M. Z. ve Baroudi, K., 2015. Nanomodified Peek Dental Implants: Bioactive Composites and Surface Modification-A Review. *International Journal of Dentistry*, 2015, 381759.

- Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z. ve Siddiqui, F., 2016. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12-19.
- Nandini, S., 2010. Indirect resin composites. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 184-194.
- Neumann, E. A., Villar, C. C. ve França, F. M., 2014. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian Oral Research*, 28(1), 1806-83242014000100239.
- Nieminen, T., Kallela, I., Wuolijoki, E., Kainulainen, H., Hiidenheimo, I. ve Rantala, I., 2008. Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *Journal of Biomedical Materials Research, Part A*, 84(2), 377-383.
- Nishigawa, K., Bando, E. ve Nakano, M., 2001. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(5), 485-491.
- Nishiyama, N., Suzuki, K., Yoshida, H., Teshima, H. ve Nemoto, K., 2004. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials*, 25(6), 965-969.
- O'brien, W. J., 2002. Dental materials and their selection, 3rd Ed., William J. O'Brien (eds), Quintessence Publishing Co. Chicago.
- Oh, K. C., Park, J.-H., Lee, J.-h. ve Moon, H. S., 2018. Treatment of a mandibular discontinuity defect by using a fibula free flap and an implant-supported fixed complete denture fabricated with a PEKK framework: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 1021-1024.

- Oliveira, V., Sharma, S., De Moura, M., Moreira, R. ve Vilar, R., 2017. Surface treatment of CFRP composites using femtosecond laser radiation. *Optics and Lasers in Engineering*, 94, 37-43.
- Orhan, D.A.I. ve Öz, F.T., 2011. Sık kullanılan bağlanma dayanım test metotları: Derleme çalışması. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*, 2(2), 31-40.
- Oura, K., Lifshits, V., Saranin, A., Zotov, A., Katayama, M. ve Yates, J. T., 2004. Surface science: an introduction. *Physics Today*, 57(10), 79-80.
- Ouyang, L., Zhao, Y., Jin, G., Lu, T., Li, J., Qiao, Y., Ning, C., Zhang, X., Chu, P. K. ve Liu, X., 2016. Influence of sulfur content on bone formation and antibacterial ability of sulfonated PEEK. *Biomaterials*, 83, 115-126.
- Ozcan, M., 2003. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 194-203.
- Ozdemir, M. ve Sadikoglu, H., 1998. A new and emerging technology: Laser-induced surface modification of polymers. *Trends in Food Science & Technology*, 9(4), 159-167.
- Pashley, D. H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M. ve Carvalho, R. M., 1995. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dental Materials*, 11(2), 117-125.
- Peng, T. Y., Shimoe, S., Fuh, L. J., Lin, C. K., Lin, D. J. ve Kaku, M., 2021. Bonding and Thermal Cycling Performances of Two (Poly)Aryl-Ether-Ketone (PAEKs) Materials to an Acrylic Denture Base Resin. *Polymers (Basel)*, 13(4), 543-557.
- Peutzfeldt, A., 1997. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97-116.

- Piwowarczyk, A., Lauer, H. C. ve Sorensen, J. A., 2004. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(3), 265-273.
- Pjetursson, B. E., Sailer, I., Zwahlen, M. ve Hämmerle, C. H., 2007. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 73-85.
- Placido, E., Meira, J. B., Lima, R. G., Muench, A., de Souza, R. M. ve Ballester, R. Y., 2007. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dental Materials*, 23(9), 1086-1092.
- Poitevin, A., De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B., 2008. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10(1), 7-16.
- Powell, K., Low, P., McDonnell, P. A., Laakso, E. L. ve Ralph, S. J., 2010. The effect of laser irradiation on proliferation of human breast carcinoma, melanoma, and immortalized mammary epithelial cells. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28(1), 115-123.
- Quere, D., 2008. Wetting and Roughness. *Annual Review of Materials Research*, 38(1), 71-99.
- Quinn, J. B., Sundar, V. ve Lloyd, I. K., 2003. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*, 19(7), 603-611.
- Ren, Y. F., Feng, L., Serban, D. ve Malmstrom, H. S., 2012. Effects of common beverage colorants on color stability of dental composite resins: the utility of a thermocycling stain challenge model in vitro. *Journal of Dentistry*, 40(1), e48-56.

- Rocha, R. F., Anami, L. C., Campos, T. M., Melo, R. M., Souza, R. O. ve Bottino, M. A., 2016. Bonding of the Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Human Dentin: Effect of Surface Treatments. *Brazilian Dental Journal*, 27(6), 693-699.
- Rosentritt, M., Preis, V., Behr, M., Sereno, N. ve Kolbeck, C., 2015. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clinical Oral Investigations*, 19(3), 739-744.
- Sadek, F. T., Muench, A., Poiate, I. A., Poiate Junior, E. ve Cardoso, P. E. C., 2010. Influence of specimens' design and manufacturing process on microtensile bond strength to enamel: laboratory and FEA comparison. *Materials Research*, 13, 253-260.
- Sailer, I., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M. ve Hämmerle, C. H., 2007. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 86-96.
- Sakaguchi, R. L. ve Powers, J. M., 2012. Craig's restorative dental materials., 13th ed, Elsevier Health Sciences.
- Sakihara, M., Taira, Y. ve Sawase, T., 2019. Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology*, 107(2), 158-164.
- Salz, U., Zimmermann, J., Zeuner, F. ve Moszner, N., 2005. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 7(2), 107-116.
- Sarot, J. R., Contar, C. M. M., Cruz, A. C. C. d. ve de Souza Magini, R., 2010. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(7), 2079-2085.

- Saygili, G. ve Şahmali, S., 2003. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(7), 758-764.
- Schmidlin, P. R., Stawarczyk, B., Wieland, M., Attin, T., Hämmerle, C. H. ve Fischer, J., 2010. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Materials*, 26(6), 553-559.
- Schwitalla, A. D., Bötzel, F., Zimmermann, T., Sütel, M. ve Müller, W. D., 2017. The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dental Materials*, 33(9), 990-994.
- Schwitalla, A. ve Müller, W. D., 2013. PEEK dental implants: a review of the literature. *The Journal of Oral Implantology*, 39(6), 743-749.
- Searle, O. ve Pfeiffer, R., 1985. Victrex® poly (ethersulfone)(PES) and Victrex® poly (etheretherketone)(PEEK). *Polymer Engineering & Science*, 25(8), 474-476.
- Seferli, Z., 2019. İki Farklı Tip PEEK Materyalinin Kompozitle Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Kocaeli.
- Sezer, H. K., 2016. Short review on laser texturing and cleaning carbon fibre composites for aerospace applications. *Politeknik Dergisi*, 19(4), 623-631.
- Sezinando, A., Perdigão, J. ve Regalheiro, R., 2012. Dentin bond strengths of four adhesion strategies after thermal fatigue and 6-month water storage. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, 24(5), 345-355.
- Shahverdi, S., Canay, S., Sahin, E. ve Bilge, A., 1998. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(9), 699-705.

- Shastri, A., Case, M., Abbasi, S. ve Bhringer, K., 2006. Bounds on contact angle hysteresis of textured super-hydrophobic surfaces. The 10th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, 122–124.
- Shetty, S., Shenoy, K., Shetty, R., Bhat, V., Ragher, M. ve Abhishek, C., 2018. PEKK (polyetherketoneketone) as a prosthetic material-a review. *International Journal of Recent Scientific Research*, 9(4), 25724-25726.
- Sideridou, I., Tserki, V. ve Papanastasiou, G., 2002. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8), 1819-1829.
- Silthampitag, P., Chaijareenont, P., Tattakorn, K., Banjongprasert, C., Takahashi, H. ve Arksornnukit, M., 2016. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental Materials Journal*, 35(4), 668-674.
- Silva, P.N.F.d., Martinelli-Lobo, C.M., Bottino, M.A., Melo, R.M.d., Valandro, L.F., 2018. Bond strength between a polymer-infiltrated ceramic network and a composite for repair: effect of several ceramic surface treatments. *Brazilian Oral Research*; 32:e28.
- Song, C. H., Choi, J. W., Jeon, Y. C., Jeong, C. M., Lee, S. H., Kang, E. S., Yun, M. J. ve Huh, J. B., 2018. Comparison of the Microtensile Bond Strength of a Polyetherketoneketone (PEKK) Tooth Post Cemented with Various Surface Treatments and Various Resin Cements. *Materials (Basel)*, 11(6), 916-930.
- Sorte, N., Bhat, V. ve Hegde, C., 2017. Poly-ether-ether-ketone (PEEK): a review. *International Journal of Recent Scientific Research*, 8, 19208-19211.
- Sproesser, O., Schmidlin, P. R., Uhrenbacher, J., Eichberger, M., Roos, M. ve Stawarczyk, B., 2014. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with

- bond strength values. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 54, 184-190.
- Stawarczyk, B., Bähr, N., Beuer, F., Wimmer, T., Eichberger, M., Gernet, W., Jahn, D. ve Schmidlin, P. R., 2014. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical Oral Investigations*, 18(1), 163-170.
- Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Ozcan, M. ve Hämmerle, C., 2012. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(2), 94-101.
- Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M. ve Schmidlin, P. R., 2013. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research, Part B, Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216.
- Stawarczyk, B., Eichberger, M., Uhrenbacher, J., Wimmer, T., Edelhoff, D. ve Schmidlin, P. R., 2015. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental Materials Journal*, 34(1), 7-12.
- Stawarczyk, B., Jordan, P., Schmidlin, P. R., Roos, M., Eichberger, M., Gernet, W. ve Keul, C., 2014. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1278-1288.
- Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M. ve Schmidlin, P. R., 2013. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental Materials Journal*, 32(3), 441-448.

- Stawarczyk, B., Silla, M., Roos, M., Eichberger, M. ve Lümckemann, N., 2017. Bonding Behaviour of Polyetherketoneketone to Methylmethacrylate- and Dimethacrylate-based Polymers. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 19(4), 331-338.
- Stawarczyk, B., Taufall, S., Roos, M., Schmidlin, P. R. ve Lümckemann, N., 2018. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clinical Oral Investigations*, 22(2), 763-771.
- Stawarczyk, B., Thrun, H., Eichberger, M., Roos, M., Edelhoff, D., Schweiger, J. ve Schmidlin, P. R., 2015. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(5), 666-673.
- Steinberg, E. L., Rath, E., Shlaifer, A., Chechik, O., Maman, E. ve Salai, M., 2013. Carbon fiber reinforced PEEK Optima--a composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 17, 221-228.
- Strickland, D. M. G., 1985. Compression of amplified chirped optical pulses. *Optics Communications* 55(6), 447-449.
- Sun, T., Li, Y., Liu, Y., Deng, B., Liao, C. ve Zhu, Y., 2023. Advanced scanning electron microscopy and microanalysis: Applications to nanomaterials., 1.th ed., Y. Yin, Y. Lu ve Y. Xia (eds), s. 183-209, Encyclopedia of Nanomaterials, Elsevier, ABD.
- Takahashi, M., Nakajima, M., Hosaka, K., Ikeda, M., Foxton, R. M. ve Tagami, J., 2011. Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives. *Journal of Dentistry*, 39(7), 506-512.

- Takeda, F. H., Harashima, T., Kimura, Y. ve Matsumoto, K., 1998. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *Journal of Endodontics*, 24(8), 548-551.
- Tannous, F., Steiner, M., Shahin, R. ve Kern, M., 2012. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Materials*, 28(3), 273-278.
- Taufall, S., Eichberger, M., Schmidlin, P. R. ve Stawarczyk, B., 2016. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations*, 20(9), 2493-2500.
- Thurmond, J. W., Barkmeier, W. W. ve Wilwerding, T. M., 1994. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(4), 355-359.
- Tosun, B. ve Yanikoğlu, N., 2022. Evaluation of the effects of different surface modification methods on the bond strength of high-performance polymers and resin matrix ceramics. *Clinical Oral Investigations*, 26(4), 3781-3790.
- Tsuka, H., Morita, K., Kato, K., Kawano, H., Abekura, H. ve Tsuga, K., 2017. Evaluation of shear bond strength between PEEK and resin-based luting material. *Journal of Oral Biosciences*, 59(4), 231-236.
- Tsuka, H., Morita, K., Kato, K., Kimura, H., Abekura, H., Hirata, I., Kato, K. ve Tsuga, K., 2019. Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *Journal of Prosthodontic Research*, 63(1), 52-57.
- Türkkal, F., 2019. Farklı yüzey modifikasyon yöntemlerinin; polieter eter keton (PEKK) materyalinin yüzey pürüzlülüğü, ıslanabilirliği ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımı üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi,

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Kırıkkale.

- Uhrenbacher, J., Schmidlin, P. R., Keul, C., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W. ve Stawarczyk, B., 2014. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1489-1497.
- Ulgey, M., Gorler, O. ve Karahan Gunduz, C., 2021. Effects of laser modalities on shear bond strengths of composite superstructure to zirconia and PEEK infrastructures: an in vitro study. *Odontology*, 109(4), 845-853.
- Valandro, L. F., Ozcan, M., Amaral, R., Vanderlei, A. ve Bottino, M. A., 2008. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental Materials Journal*, 27(6), 849-855.
- Van As, G., 2004. Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 1017-1059, viii.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve De Munck, J., 2010. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100-121.
- Van Noort, R., 2013. Introduction to dental materials. 4.th ed. Mosby Ltd. Elsevier, ABD.
- Versluis, A., Tantbirojn, D. ve Douglas, W. H., 1997. Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research*, 76(6), 1298-1307.
- Vickers, N. J., 2017. Animal Communication: When I'm Calling You, Will You Answer Too? *Current Biology*, 27(14), R713-r715.
- Wang, M., Bhardwaj, G. ve Webster, T. J., 2017. Antibacterial properties of PEKK for orthopedic applications. *International Journal of Nanomedicine*, 12, 6471-6476.

- Wilson, A., Jones, I., Salamat-Zadeh, F. ve Watts, J. F., 2015. Laser surface modification of poly (etheretherketone) to enhance surface free energy, wettability and adhesion. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 62, 69-77.
- Wintner, E. ve Strassl, M. 2006. Oral Laser Application, Basic Information on Lasers., A. Moritz (eds.), Quintessenz Verlags-. GmbH, Berlin.
- Xu, H. H., 1999. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *Journal of Dental Research*, 78(7), 1304-1311.
- Yang, L., Ohki, Y., Hirai, N. ve Hanada, S., 2017. Aging of poly (ether ether ketone) by heat and gamma rays—Its degradation mechanism and effects on mechanical, dielectric and thermal properties. *Polymer Degradation and Stability*, 142, 117-128.
- Yuan, B., Cheng, Q., Zhao, R., Zhu, X., Yang, X., Yang, X., Zhang, K., Song, Y. ve Zhang, X., 2018. Comparison of osteointegration property between PEKK and PEEK: Effects of surface structure and chemistry. *Biomaterials*, 170, 116-126.
- Zhao, Y., Wong, H. M., Wang, W., Li, P., Xu, Z., Chong, E. Y., Yan, C. H., Yeung, K. W. ve Chu, P. K., 2013. Cytocompatibility, osseointegration, and bioactivity of three-dimensional porous and nanostructured network on polyetheretherketone. *Biomaterials*, 34(37), 9264-9277.
- Zhou, L., Qian, Y., Zhu, Y., Liu, H., Gan, K. ve Guo, J., 2014. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials*, 30(8), e209-215.
- Zoidis, P. ve Papathanasiou, I., 2016. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 637-641.

- Zoidis, P., Bakiri, E. ve Polyzois, G., 2017. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3), 335-339.
- Zoidis, P., Bakiri, E., Papathanasiou, I. ve Zappi, A., 2017. Modified PEEK as an alternative crown framework material for weak abutment teeth: a case report. *General Dentistry*, 65(5), 37-40.
- Zoidis, P., Papathanasiou, I. ve Polyzois, G., 2016. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 580-584.

EKLER

EK-1. ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Bölümler	Benzerlik Oranı	Maksimum Benzerlik Oranları
I. Giriş	% 0	% 15
II. Genel Bilgiler	% 8	% 35
III. Materyal ve Metod	% 10	% 35
IV. Bulgular	% 14	% 15
V. Tartışma	% 6	% 20

Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'den büyük olmaması gerekir.

¹ Bu form bilgisayar ortamında doldurulmalı, çıktısı imzalanıp Tez Savunması Jüri Öneri Formu'yla birlikte Ana Bilim Dalı Başkanlığı aracılığıyla ÖBYS üzerinden Enstitüye iletilmelidir.

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 21

19.01.2022

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

12.01.2022 tarih ve 01 sayılı yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyelerinden Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ ile doktora öğrencilerinden Dt. Sebahat FINDIK AYDINER'in birlikte hazırladıkları "*Yüksek Performanslı Polimerlerin Kompozit Rezinle Bağlantısına Yüzey İşlemleri ile Termal Yaşlandırmanın Etkisinin İncelenmesi ve Yüzey Pürüzlülüğüyle Temas Açısının Karşılaştırılması*" başlıklı doktora tezine ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM
Tel : (442) 2360942

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 19/01/2022
Oturum Sayısı: 02/ 2022

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ Dt. Sebahat FINDIK AYDINER</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>Yüksek Performanslı Polimerlerin Kompozit Rezine Bağlantısına Yüze İşlemleri ile Termal Yaşlandırmanın Etkisinin İncelenmesi ve Yüze Pürüzlülüğüyle Temas Açısının Karşılaştırılması</i>
Karar No	21.
Alınan Karar	Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ ile doktora öğrencilerinden Dt. Sebahat FINDIK AYDINER'in birlikte hazırladıkları " <i>Yüksek Performanslı Polimerlerin Kompozit Rezine Bağlantısına Yüze İşlemleri ile Termal Yaşlandırmanın Etkisinin İncelenmesi ve Yüze Pürüzlülüğüyle Temas Açısının Karşılaştırılması</i> " başlıklı doktora tezi 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 oybirliği ile karar verildi.