
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

DENTAL SERAMİK VE PEKK'NİN BAĞLANMA DAYANIMINA FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Bahar TEKLİ

UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

EYLÜL 2021

Bahar TEKLİ tarafından hazırlanan "Dental Seramik ve PEKK'nin Bağlanma Dayanımına Farklı Yüzey İşlemlerinin Etkisinin Değerlendirilmesi" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Gülfem ERGÜN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

.....

Başkan: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

.....

Üye: Prof. Dr. Cavidan AKÖREN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

.....

Tez Savunma Tarihi: 17/09/2021

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Prof. Dr. Kahraman GÜNGÖR

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Bahar TEKLİ

17/09/2021

DENTAL SERAMİK VE PEKK'NİN BAĞLANMA DAYANIMINA FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Bahar TEKLİ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Eylül 2021

ÖZET

Polieterketonketon (PEKK), poliarileterketon (PAEK) ailesine ait polimerik bir malzemedir. Bu çalışmanın amacı PEKK yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, PEKK ile seramik materyali arasındaki bağlanma dayanımı üzerine olan etkilerini değerlendirmektir. PEKK test örnekleri uygulanacak yüzey işlemine göre dört grubu ayrılmıştır (Grup A: Kumlama yüzey işlemi, Grup B: Asitleme yüzey işlemi, Grup C: Kumlama + asitleme yüzey işlemi, Grup D: Yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu). Yüzey işlemleri uygulanan PEKK test örnek gruplarının, yüzey işlemi uygulanmadan önce ve sonra yüzey pürüzlülüğü değerleri profilometre cihazı ile ölçülmüştür. İlave olarak PEKK test örneklerinin yüzey topoğrafileri SEM ile değerlendirilmiştir. Hazırlanan PEKK test örneklerin, lityum disilikat cam seramik test örneklerine rezin siman ile bağlanması sonrası, test örnekleri 37^0C'de 24 saat distile suda bekletilmiştir. Her bir yüzey işlemi grubundaki test örneklerinin yarısı termal döngü cihazında termal döngü işlemine tabi tutulmuştur. Diğer yarısı ise 37^0C'de distile suda bekletilmiştir. Daha sonra tüm test örnekleri makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuştur. Kırık tipleri, ışık mikroskobu ve SEM kullanılarak değerlendirilmiştir. İstatistiksel analizler; yüzey işlemlerinin PEKK yüzeyinde anlamlı derecede pürüzlülük oluşturduğunu göstermiştir ($p=0,005$). Kumlama yüzey işlemi uygulanan test örnekleri en yüksek pürüzlülük değerleri gösterirken, asitleme yüzey işlemi uygulanan test örnekleri en düşük pürüzlülük değerleri ortaya koymuştur. Termal döngü uygulanmış test gruplarının makaslama bağlanma dayanımı verileri incelendiğinde, kumlama + asitleme yüzey işlemi grubu en yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken bunu sırasıyla kumlama > asitleme > kontrol grubunun izlediği gözlemlenmiştir. Termal döngü uygulanmamış test gruplarının makaslama bağlanma dayanımı verileri arasında, kumlama yüzey işlemi grubu en yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken bunu sırasıyla asitleme > kontrol > kumlama + asitleme grubunun izlediği gözlemlenmiştir. Araştırma sonuçları doğrultusunda PEKK materyalinin seramik ile olan bağlanma dayanımının arttırılması için uygun yüzey işlemlerinin kullanılması önerilmektedir.

Bilim Kodu : 10101.07
Anahtar Kelimeler : PEKK, seramik, yüzey pürüzlülüğü, makaslama bağlanma dayanımı
Sayfa Adedi : 156
Danışman : Prof. Dr. Gülfem ERGÜN

EVALUATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON BOND STRENGTH OF DENTAL CERAMIC AND PEKK

(Speciality Thesis)

Bahar TEKLİ

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

September 2021

ABSTRACT

Polyetherketonketone (PEKK) is a polymeric material belonging to the polyaryletherketone (PAEK) family. The aim of this study is to evaluate the effects of different surface treatments applied on the PEKK surface on the bond strength between PEKK and ceramic material. PEKK test specimens are divided into four groups according to the surface treatment to be applied (Group A: Sandblasting surface treatment, Group B: Acid etching surface treatment, Group C: Sandblasting + acid etching surface treatment, Group D: Control group with no surface treatment). The surface roughness values of the PEKK test specimen groups with surface treatments were measured with a profilometer device before and after the surface treatment. In addition, the surface topographies of the PEKK test specimens were evaluated by SEM. After the prepared PEKK test specimens were bonded to the lithium disilicate glass ceramic test specimens with resin cement, the test specimens were kept in distilled water at 37^0C for 24 hours. Half of the test specimens in each surface treatment group were thermally cycled in the thermal cycler. The other half was kept in distilled water at 37^0C. Then, all test specimens were subjected to the shear bond strength test. Fracture types were evaluated using light microscopy and SEM. Statistical analysis; showed that the surface treatments created significant roughness on the PEKK surface (p=0,005). Test specimens treated with sandblasting surface treatment showed the highest roughness values, while test specimens treated with acid etching surface treatment showed the lowest roughness values. When the shear bond strength data of the thermocycling test groups were examined, it was observed that the sandblasting + acid etching surface treatment group showed the highest bond strength values, followed by the sandblasting > acid etching > control group, respectively. Among the shear bond strength data of the non-thermocycling test groups, it was observed that the sandblasting surface treatment group showed the highest bond strength values, followed by the acid etching > control > sandblasting + acid etching group, respectively. In line with the research results, it is recommended to use appropriate surface treatments to increase the bond strength of PEKK material with ceramic.

Science Code : 10101.07
Key Words : PEKK, ceramic, surface roughness, shear bond strength
Page Number : 156
Supervisor : Prof. Dr. Gülfem ERGÜN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, akademisyenlik hayatının ufkunu açan sadece akademik hayatta değil bana hayatın her alanında yol gösteren içten, samimi, sıcak davranışlarıyla beni ailesinin bir ferdi gibi hissettiren, bir ömür boyu hayatımda bir ışık olarak kalmayı benden esirgememesi dileğiyle tez danışmanım saygıdeğer hocam Prof. Dr. Gülfem ERGÜN'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca verdiği katkılardan ve desteklerinden dolayı sayın Ana Bilim Dalı Başkanı hocam Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Sonradan yollarımız ayrılsa da uzmanlık eğitimimin ilk yılında bitmez tükenmez enerjisine hayran olduğum, bana desteğini hiç esirgemeyen, hem hocam hem ablam gibi hissettiğim ve hep hayatımda olmasını dilediğim rol modelim Dr. Öğr. Üyesi Seda ATAOL'a, yine uzmanlık eğitimimin ilk yılında desteğini hep hissettiğim, olağanüstü çalışma şevkine hayran olduğum ve disiplini ile bana akademik hayatı tanıtan Dr. Öğr. Üyesi Zeynep ŞAHİN'e,

Tez çalışmamın laboratuvar deneyleri aşamasında tüm içtenliği ve ilgisiyle destek olan Ankara Üniversitesi Araştıma Laboratuvarı sorumlusu Mustafa YEŞİL'e,

Bu uzun ince yolda elimi hiç bırakmayan annem Şirin GÜNLÜ'ye, her zaman varlığını ve desteğini üzerimde hissettiğim babam Muharrem TEKLİ'ye, sonsuz sabır ve sevgileriyle yolumu aydınlatan ablam Filiz ERENDAÇ ve ağabeyim Tolga ERENDAÇ'a,

Sadece varlıklarıyla bile her zaman yanımda hissettiğim, emekle yürüdüğüm bu yolda zor zamanlarımı kolaylaştıran, desteklerini, sevgilerini ve dostluklarını her zaman hissettiren asistan arkadaşlarım Şerife KÖLE, Mevsim YAYMAN, Zahide ERBULAK, Gülsüm DOĞRU ve Özgül GÜLENÇ'e,

03/2020-07 nolu BAP projesi desteği ile tez çalışmama katkı sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

En içten teşekkürlerimi sunuyorum…

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ xi

ŞEKİLLERİN LİSTESİ xii

RESİMLERİN LİSTESİ xiii

SİMGELER VE KISALTMALAR xvii

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 3

2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri 3

2.1.1. Dental CAD/CAM sistemlerinin tarihçesi 3

2.1.2. Dental CAD/CAM sistemlerinin sınıflandırılması 4

2.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller 5

2.2.1. Feldspatik seramikler 6

2.2.2. Mika bazlı cam seramikler 8

2.2.3. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler 8

2.2.4. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler 9

2.2.5. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler 12

2.2.6. Alümina veya zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler 12

2.2.7. Rezin matriks seramikler 17

2.2.8. Metaller 19

2.2.9. Polimerler 20

2.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Tekniği 21

Sayfa

2.3.1. Eksiltilerek yapılan üretim tekniği 21
2.3.2. İlave edilerek yapılan üretim tekniği 22
2.4. Polimer Yapısı ve PAEK Ailesi 23
2.4.1. Diş hekimliğinde PAEK 24
2.4.2. PEKK 26
2.5. PAEK Yüzeylerinin Veneer Bir Malzeme ile Kaplanması 27
2.5.1. PEEK yüzeyinin veneer bir malzeme ile kaplanması 27
2.5.2. PEKK yüzeyinin veneer bir malzeme ile kaplanması 27
2.6. PAEK Materyallerine Uygulanan Bazı Yüzey İşlemleri 28
2.6.1. Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama 28
2.6.2. Tribokimyasal silika ile kaplama 29
2.6.3. Asit ile pürüzlendirme 30
2.6.4. Plazma ile pürüzlendirme 33
2.6.5. Lazer ile pürüzlendirme 35
2.7. PAEK Materyallerine Adeziv Ajanların Uygulanması 38
2.8. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Bazı Yaşlandırma Yöntemleri 41
2.8.1. Suda bekletme ile yaşlandırma 41
2.8.2. Termal döngü ile yaşlandırma 42
2.8.3. Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma 42
2.9. Bazı Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri 42
2.9.1. Makaslama bağlanma dayanımı testi 43
2.9.2. Çekme bağlanma dayanımı testi 43
3. GEREÇ VE YÖNTEM 45
3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması 48
3.1.1. PEKK test örneklerinin hazırlanması 48

Sayfa

3.1.2. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin hazırlanması 52

3.2. PEKK Test Örneklerinin Polietilen Kalıplar İçindeki Akriliğe Gömülmesi ve Polisaj İşlemlerinin Uygulanması 56

3.3. Yüzey İşlemleri Öncesi Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçülmesi 59

3.4. PEKK Test Örneklerine Uygulanan Yüzey İşlemleri 60

3.4.1. A grubu 60

3.4.2. B grubu 62

3.4.3. C grubu 64

3.4.4. D grubu 65

3.5. Yüzey İşlemleri Sonrası Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçülmesi 66

3.6. SEM Analizi 66

3.7. Lityum Disilikat Cam Seramik Test Örneklerinin PEKK Test Örnekleri ile Adezyonu 68

3.8. Test Örneklerinin Termal Döngü Cihazı ile Yapay Yaşlandırma İşlemine Tabi Tutulması 77

3.9. Test Örneklerinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Ölçülmesi 78

3.10. Işık Mikroskobu ve SEM ile Test Örneklerinin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi ve Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi 80

3.11. İstatistiksel Analizlerin Yapılması 81

4. BULGULAR 83

4.1. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması 83

4.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması 85

4.3. SEM Analizi Bulguları 90

4.4. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi 96

4.4.1. Işık mikroskobu ve SEM analizi bulguları 97

5. TARTIŞMA 103

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 131

KAYNAKLAR 133

Sayfa

ÖZGEÇMİŞ 155

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 2.1. Bazı PAEK polimerlerinin termal özellikleri 24

Çizelge 2.2. PEEK ve PEKK polimerlerinin mekanik özelliklerinin karşılaştırılması .. 24

Çizelge 2.3. PEKK materyalinin mekanik ve termal özellikleri 27

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan test materyalleri ve özellikleri 46

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar 46

Çizelge 3.3. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin kristalizasyon işlemi 55

Çizelge 4.1. Test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerleri 83

Çizelge 4.2. Yüzey pürüzlülük değerlerinin post-hoc analizi sonuçları 84

Çizelge 4.3. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri 86

Çizelge 4.4. Termal döngü uygulanmayan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin post-hoc analizi sonuçları 88

Çizelge 4.5. Termal döngü uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin post-hoc analizi sonuçları 89

Çizelge 4.6. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda oluşan ve ışık mikroskobu ile belirlenen başarısızlık tipi skorlaması ve yüzdeleri 96

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 3.1. Test gruplarının şematik görüntüsü 47

Şekil 4.1. 1. ölçüm ve 2. ölçüm yüzey pürüzlülük değerleri..... 84

Şekil 4.2. 2. ölçüm yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapma sonuçları 85

Şekil 4.3. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri grafiği..... 88

Şekil 4.4. Termal döngü uygulanmayan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapma sonuçları grafiği 89

Şekil 4.5. Termal döngü uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapma sonuçları grafiği 90

Şekil 4.6. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda oluşan ve ışık mikroskobu ile belirlenen başarısızlık tipi skorlaması grafiği..... 96

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 3.1. PEKK disk 48

Resim 3.2. PEKK test örneklerinin CAD/CAM simülasyonu 49

Resim 3.3. CAM cihazı 50

Resim 3.4. Kazıma işlemi öncesi CAD/CAM içinde PEKK diski 50

Resim 3.5. Kazıma işlemi sonrası CAD/CAM içinde PEKK diski 51

Resim 3.6. Kazıma işlemi sonrası PEKK test örneklerinin tijlerinden ayrılmadan önceki ve sonraki görüntüleri 52

Resim 3.7. PEKK test örneği 52

Resim 3.8. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok 53

Resim 3.9. Hassas kesme cihazı 53

Resim 3.10. Elmas kesici disk 53

Resim 3.11. Dikey kesim sonucu elde edilen lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok 54

Resim 3.12. Yatay kesitler alınarak elde edilen lityum disilikat cam seramik test örnekleri 54

Resim 3.13. Porselen fırını ve içerisindeki lityum disilikat cam seramik test örnekleri 55

Resim 3.14. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin kristalizasyon öncesi ve sonrası görüntüleri 56

Resim 3.15. Kaviteler açılmış polietilen kalıp 56

Resim 3.16. Otopolimerizan akrilik rezin 57

Resim 3.17. Akrilik ile doldurulmuş kalıba PEKK test örneklerinin yerleştirilmesi ve camın kalıp üzerinde sabitlenmesi 57

Resim 3.18. Polimerizasyon sonrası örneklerin kavite merkezinde yer alan delikten itilerek kalıptan çıkartılması ve akrilik bloğa gömülü PEKK test örneklerinin elde edilmesi 58

Resim 3.19. Zımparalama/polisaj cihazı ve PEKK test örneklerinin yüzeyinin polisajlanması 58

Resim 3.20. Ultrasonik temizleme cihazı ve PEKK test örnekleri 59

Resim **Sayfa**

Resim 3.21. Profilometre ve PEKK test örneklerinin yüzey işlemleri öncesi yüzey pürüzlülüğü ölçümü 59

Resim 3.22. Alüminyum oksit kumu..... 60

Resim 3.23. Kumlama cihazı 61

Resim 3.24. PEKK test örneğinin yüzeyi ile kumlama cihazının ucu arasındaki mesafenin her bir test örneği için sabitlenmesi 61

Resim 3.25. A grubu PEKK test örnekleri 62

Resim 3.26. Mikropipet..... 62

Resim 3.27. Piranha solüsyonu 63

Resim 3.28. Piranha solüsyonu ile pürüzlendirilen PEKK test örneği ve distile su ile yıkandıktan sonraki görüntüsü 63

Resim 3.29. B grubu PEKK test örnekleri 64

Resim 3.30. C grubunun PEKK test örneği üzerine piranha solüsyonu uygulaması 64

Resim 3.31. C grubu PEKK test örnekleri 65

Resim 3.32. D grubu PEKK test örnekleri 65

Resim 3.33. Profilometre ve PEKK test örneklerinin yüzey işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğü ölçümü 66

Resim 3.34. SEM cihazı 67

Resim 3.35. Altın-palladyum kaplama ünitesi 67

Resim 3.36. Seçilen PEKK test örneklerinin altın-palladyum film tabakasıyla kaplanması..... 68

Resim 3.37. PEKK test örneklerinin yüzeyinin alkol ile temizlenmesi 69

Resim 3.38. PEKK test örneği ve teflon kumaşa açılan dairesel delikler ile belirlenen bağlantı yüzeyi 69

Resim 3.39. PEKK test örneklerinin yüzeyine adeziv ajan Pekk Bond uygulanması.... 69

Resim 3.40. Polimerizasyon cihazı 70

Resim 3.41. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin alkol ile temizlenmesi 70

Resim 3.42. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin bağlantı yüzeylerine hidroflorik asit uygulanması 71

Resim **Sayfa**

Resim 3.43. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin bağlantı yüzeylerine silan içerikli primer uygulanması 71

Resim 3.44. Rezin siman 72

Resim 3.45. Teflon kumaş 72

Resim 3.46. Yükleme aleti 73

Resim 3.47. Teflon kumaş ile bağlantı yüzeyi belirlenen PEKK test örneklerine rezin siman uygulanması 73

Resim 3.48. PEKK test örnekleri ile lityum disilikat cam seramik test örneklerinin bağlantısı 74

Resim 3.49. Bağlantısı sağlanan test örneklerinin yükleme aleti altında basınca maruz bırakılması 74

Resim 3.50. Işın cihazı ve rezin simanın polimerize edilmesi 75

Resim 3.51. Teflon kumaşın uzaklaştırılması 75

Resim 3.52. Işın cihazı ile polimerizasyonun sağlanması 76

Resim 3.53. PEKK ve lityum disilikat cam seramik test örneği 76

Resim 3.54. Etüv cihazı 77

Resim 3.55. Termal döngü cihazı 78

Resim 3.56. Universal test cihazı 79

Resim 3.57. Universal test cihazının metal ucunun konumlandırılması 80

Resim 3.58. Işık mikroskobu ve test örneklerinin kırık yüzeylerinin incelenmesi 81

Resim 4.1. A grubuna ait iki test örneğinin x250, x500, x1000, x2500 büyütmede SEM görüntüsü 91

Resim 4.2. B grubuna ait iki test örneğinin x250, x500, x1000, x2500 büyütmede SEM görüntüsü 92

Resim 4.3. C grubuna ait iki test örneğinin x250, x500, x1000, x2500 büyütmede SEM görüntüsü 93

Resim 4.4. C grubuna ait iki test örneğinin gözenek büyüklüğünün ölçülmesi 94

Resim 4.5. D grubuna ait iki test örneğinin x250, x500, x1000, x2500 büyütmede SEM görüntüsü 95

Resim **Sayfa**

Resim 4.6. ATC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (9. test örneği) 97

Resim 4.7. ATC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 1 skor (4. test örneği) 97

Resim 4.8. ATC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 1 skor (5. test örneği) 97

Resim 4.9. ATC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 1 skor (6. test örneği) 98

Resim 4.10. BTC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (2. test örneği) 98

Resim 4.11. BTC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 1 skor (5. test örneği) 98

Resim 4.12. CTC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (5. test örneği) 99

Resim 4.13. DTC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (4. test örneği) 99

Resim 4.14. ATC- grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (2. test örneği) 100

Resim 4.15. BTC- grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (10. test örneği) 100

Resim 4.16. BTC- grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 1 skor (1. test örneği) 100

Resim 4.17. CTC- grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (2. test örneği) 101

Resim 4.18. DTC- grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (6. test örneği) 101

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
~	Yaklaşık
°C	Santigrat Derece
µm	Mikrometre
Al	Alüminyum
Al_2O_3	Alüminyum Oksit
B_2O_3	Boron trioksit
C	Karbon
Ca	Kalsiyum
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO_2	Seryum Oksit (Serya)
dk	Dakika
F	Flor
Fe	Demir
g/cm^3	Gram/santimetre Küp
GPa	Cigapaskal
H	Hidrojen
K	Potasyum
$K_2Al_2Si_6O_{16}$	Potasyum Feldspar
$K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$	Tetrasilisik Flormika
K_2O	Potasyum Oksit
kg/cm^2	Kilogram/santimetrekare
Li_2O	Lityum Oksit
$Li_2Si_2O_5$	Lityum Disilikat
Li_2SiO_3	Lityum Metasilikat
$MgAl_2O_4$	Magnezyum Aluminat
MgO	Magnezyum Oksit (Magnezya)

Simgeler	Açıklamalar
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
mm^2	Milimetre Kare
MPa	Megapaskal
mW/cm^2	Miliwatt/santimetrekare
N	Newton
N/mm^2	Newton/milimetrekare
Na	Sodyum
$Na_2Al_2Si_6O_{16}$	Sodyum Feldspar
Na_2O	Sodyum Oksit
nm	Nanometre
O	Oksijen
P_2O_5	Fosfor Pentaoksit
Si	Silisyum
SiO_2	Silisyum Dioksit
sn	Saniye
Ti	Titanyum
TiO_2	Titanyum Dioksit
Y_2O_3	İtriyum Oksit (İtriya)
ZnO	Çinko Oksit
ZrO_2	Zirkonyum Oksit

Kısaltmalar	Açıklamalar
3D	Üç boyutlu
Bis-GMA	Bisfenol A diglisidil metakrilat
Bis-MEPP	2,2-Bis(4-metakriloksipolietoksifenil) propan
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim
Ce-TZP	Serya tetragonal zirkonya polikristalleri
CoCr	Kobalt-krom
EDMA	Etilenglikol dimetilakrilat
Er:YAG	Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet

Kısaltmalar	Açıklamalar
HP	Hızlı prototipleme
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
LTD Plazmaları	Lokal Termodinamik Dengede Olan Plazmalar
LTE plazma	Lokal termodinamik denge plazması
Maks.	Maksimum
MDP	Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat
MDTP	Metakriloiloksidesil dihidrojen tiyofosfat
Med.	Medyan
Mg-PSZ	Magnezya ile parsiyel stabilize zirkonya
Min.	Minimum
MMA	Metilmetakrilat
Nd:YAG	Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet
Nd:YVO_4	Neodymium-Doped Yttrium Orthovanadate
Non-LTD Plazmalar	Lokal Termodinamik Dengede Olmayan Plazmalar
Ort.	Ortalama
PAEK	Poliarileterketon
PEEK	Polietereterketon
PEK	Polieterketon
PEKEKK	Polieterketoneterketonketon
PEKK	Polieterketonketon
PETIA	Pentaeritritol triakrilat
PMMA	Polimetilmetakrilat
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
Ss	Standart sapma
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
T_g	Cam geçiş sıcaklığı
T_m	Erime sıcaklığı
TSZ	Tam stabilize zirkoya
TTD Plazmaları	Toplam Termodinamik Dengede Olan Plazmalar
TZP	Tetragonal zirkonya polikristalin
UDMA	Üretan dimetakrilat

Kısaltmalar	Açıklamalar
Yb:PL	Pulsed ytterbium
Y-TZP	İtriya tetragonal zirkonya polikristalin

1. GİRİŞ

Dijital bilgisayar teknolojisinin hızlı gelişimi ile birlikte diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinin kullanımı, önemli ölçüde artmıştır. CAD/CAM sistemleri, konvansiyonel yöntemlerin aksine dental restorasyonların üretiminde; daha kaliteli, hassas, ve verimli bir yol sunmaktadır [1]. Günümüzde dijital üretim süreci içerisinde kullanılabilecek pek çok CAD/CAM materyali (seramikler, metaller, polimerler) restoratif diş hekimliği alanına tanıtılmıştır [2-4].

Dental seramikler doğal dentisyonu taklit edebilecek, optimum estetik özelliklere sahip materyaller olarak değerlendirilmektedir [5]. Metal destekli porselenlerin estetik görünümlerinin iyi olmaması, marjinal uyum sağlanmasındaki zorluk, protezin artan ağırlığı, metalik tat, ve metallere karşı alerjik reaksiyonlar diş hekimliğinde alternatif alt yapı materyallerine olan ilgiyi arttırmıştır [6].

Günümüzde polimerler, metallere göre düşük yoğunluğa, düşük ağırlığa sahip, kırılmaya karşı dirençli, inert, biyouyumlu ve ekonomik dental malzemelerdir [7]. Polietereterketon (PEEK) ve polieterketonketon (PEKK), poliarileterketon (PAEK) ailesine ait termoplastik polimerlerdir [8]. PEKK, PAEK ailesinin PEEK'den daha yeni bir üyesini temsil etmekle birlikte ikinci keton grubuna sahip olması sayesinde daha iyi polisajlanabilme, %80 daha yüksek basınç mukavemeti ve kemik benzeri elastik modülü gibi daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler vadetmektedir [8, 9].

Kabul edilebilir kırılma dayanımı, daha iyi stres dağılımı ve şok absorbe etme özelliği nedeniyle, yüksek performanslı polimerler metal destekli seramikler için alternatif dental alt yapı malzemeleri olarak kabul edilmektedir [10]. Üretici firma, PEKK'nin (246 MPa) dentine (297 MPa) yakın bir basma dayanımı gösterdiğini, ancak bundan daha düşük bir elastik modülüne (5,1 GPa) sahip olduğunu bildirmektedir [10, 11]. Tüm bu mekanik üstünlükleri ve biyouyumlulukları ile sabit protezler, hareketli protezler ve implant destekli protezler için uygun bir alt yapı malzemesi olarak karşımıza çıkmaktadır [12].

Bununla birlikte, grimsi beyazımsı rengi ve düşük yarı saydamlılığı PAEK materyalinin monolitik diş restorasyonu olarak kullanımını sınırlamaktadır. Bu nedenle, estetik

sonuçların elde edilebilmesi için kaplama (veneer) materyali ile birlikte kullanılması gerekmektedir [12].

Genel olarak materyalin ıslanabilirlik ve sürtünme katsayısı gibi birçok fiziksel özelliği yüzey pürüzlendirme işlemlerinden önemli ölçüde etkilenmektedir [13]. PEEK materyalleri ile kaplama materyali arasında iyi bir bağlanma elde etmek için önce yüzey işlemleriyle yüzey pürüzlülüğünü arttırmak gerekmektedir. Aynı zamanda rezin materyalinin oluşan mikroretantif alanlara akmasını sağlayarak bağ kuvvetini arttırmak gerekmektedir. Artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey alanını arttırmakta, yüzey gerilimini azaltarak hidrofiliteyi oluşturmakta ve mikromekanik tutuculuğa katkı sağlamaktadır [14]. Kaplama materyali ile yeterli bağlanma dayanımı elde etmek için PEEK yüzeyinin mekanik veya kimyasal olarak işlem görmesi kaçınılmazdır [15]. PEEK yüzeyi ile kompozit rezin arasında optimal bir bağlanma dayanımı sağlamak için PEEK yüzeylerine asit, aseton, silika kaplama, kumlama, plazma ve lazer gibi bazı yüzey işlemleri uygulanmaktadır [16-20].

PEKK de, PEEK'ye benzer şekilde düşük yüzey enerjisine sahiptir. Bununla birlikte kimyasal yapı olarak birbirinden farklıdır. Farklı yüzey işlemlerinin, kompozit rezin kaplama materyalleri ile PEKK arasındaki bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini inceleyen çok az çalışma bulunmaktadır [12, 21-23]. PEKK'nin seramik materyali ile olan bağlanma dayanımı ile ilgili bir çalışmaya ise, henüz rastlanılmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey işlemlerinin, diş hekimliğinde yeni bir materyal olan PEKK ile seramik materyali arasındaki bağlanma dayanımı üzerine olan etkilerini değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM ile üç boyutlu bir obje bilgisayar yazılımı kullanılarak tasarlanmakta ve tam otomatik bir süreçle üretilmektedir. CAD/CAM sistemlerinin hızlı gelişimi, özellikle protez ve restoratif diş hekimliği alanlarında olmak üzere diş hekimliğinin tüm disiplinleri üzerinde pozitif bir etkiye yol açmıştır [24]. Sistem; dental restorasyonların (kron, veneer, inley, onley, köprüler), implant ve implant komponentlerinin, hareketli protezlerin, oral ve maksillofasiyal protezlerin tasarlanmasında, üretiminde kullanılmaktadır. Aynı zamanda ortodontide, ortodontik tedavi planlaması için yumuşak dokuların ölçülmesinde ve okluzal splint yapımında; cerrahide ise, pozisyonlandırıcı splint üretiminde hizmet sunmaktadır [25-28].

CAD/CAM teknolojisinin gelişimi, diş hekimliğinde endüstriyel üretime olanak tanımaktadır. Diş restorasyonlarının bu yöntem ile üretimi, klinisyenin diş preperasyonu ve ağız içi taramadan hemen sonra dental protez üretmesine imkan sağlamaktadır. Yüksek performanslı CAD/CAM protetik restorasyonlar, final restorasyonun imalatının hızlı olması nedeniyle geleneksel tekniklere alternatif oluşturmaktadır. Diş preperasyonu ile bitmiş protezin hastaya teslimi arasındaki bekleme süresinini en aza indirmek ve hasta konforunu sağlamak için hızlı bir üretime ihtiyaç duyulmaktadır. Bu teknolojinin zaman içinde hızlı gelişmesi ile seramik restorasyonların üretiminde geleneksel yönteme göre yaklaşık %16 daha fazla zaman tasarrufu sağladığı görülmektedir [29, 30]. Aynı zamanda CAD/CAM teknolojisinin konvansiyonel yönteme göre daha hızlı, doğru, pratik ve tekrarlanabilir olduğu bilinmektedir [31, 32] Dijital bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu sistemin kullanımını yaygınlaştırmaktadır. Diş hekimliği alanında kullanımının başlaması ile konvansiyonel tekniklere oranla daha hatasız ve daha kaliteli dental restorasyonlar oluşturulabilmesine olanak sağlamıştır [1, 33].

2.1.1. Dental CAD/CAM sistemlerinin tarihçesi

Mevcut dental CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesine katkıda bulunan pek çok araştırmacı bulunmaktadır. Dr. Duret bu alanda ilk sırada yer almaktadır. 1971'den itibaren, önce ağızdaki dayanak dişin optik ölçüsüyle başlamış ve okluzal yüzeyin

fonksiyonel şekli ile kronlar üretmeye başlamıştır. Ardından fonksiyonel hareketi dikkate alarak dijital kontrollü freze makinesi kullanarak optimal bir kron tasarlamıştır. Daha sonra dünyadaki dental CAD/CAM sistemlerinin gelişimi üzerinde etkisi olan Sopha Sistemini geliştirmiştir [34, 35].

Dr. Mormann ise, 1985 yılında bu teknolojiyi kliniğe taşıyarak hasta başında uygulamaya imkan sağlayan CEREC sistemini tanıtmıştır. Hazırlanan kaviteyi ağız içi kamera ile tarayıp, kompakt makine ile inley tasarımını ve seramik bloktan üretimini klinik içinde gerçekleştirmiştir. Böylece aynı gün içerisinde seramik restorasyonun tamamlanabildiği inovatif bir sistem ortaya çıkmıştır [36].

Bir diğeri ise, Procera sisteminin geliştiricisi Dr. Andersson'dır. 1980'lerin başında altın fiyatlarındaki artış nedeniyle altın alaşımlarının yerine nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte, özellikle Kuzey Avrupa'da metal alerjileri bir sorun haline gelmiştir. Titanyuma geçiş önerilmiştir. Titanyumun hassas dökümü zor olduğundan, Dr. Andersson kıvılcım erozyonu ile titanyum kopingler üretmeye çalışmıştır. Kompozit restorasyon üretim sürecine CAD/CAM teknolojisini dahil etmiştir. Bu sistem daha sonra tam seramiklerin üretimi için dünya çapında uydu dijitalize edicileri ile ağa bağlı bir işleme merkezi olarak geliştirilmiştir. Bu tür ağa bağlı üretim sistemleri şu anda dünya çapında birçok şirket tarafından sunulmaktadır [35, 37].

2.1.2. Dental CAD/CAM sistemlerinin sınıflandırılması

CAD/CAM sistemleri üretim yöntemlerine göre üç grupta değerlendirilmektedir.

Ofis sistemi

Diş hekiminin klinikte dijital ağız içi taramayı gerçekleştirip restorasyon üretimini klinikte gerçekleştirdiği sistemdir. Bu sistem protez üretiminin tek seansta tamamlanabilmesi ile zaman tasarrufu sağlamaktadır [38]. Cerec (Sirona Dental), E4D (D4D Teknolojileri) sistemleri ile üretim yapılabilmektedir [39].

Laboratuvar sistemi

Laboratuvarda teknisyenlerin ağız içinden alınan ölçüleri ve alçı modelleri tarayıp restorasyon üretimini gerçekleştirdiği sistemdir. Cerec Inlab (Sirona Dental), DCS Precident (DCS Dental), Cercon (Dentsply), Everest (KaVo Dental) sistemleriyle üretim yapılabilmektedir [39].

Merkezi üretim sistemi

Diş hekiminin klinikte ağız içi taramayı gerçekleştirip internet aracılığı ile verileri laboratuvara ilettiği sistemdir. Ardından CAD/CAM cihazı ile yapılacak restorasyonlar için dental laboratuvarda üretilen veri setleri üretim merkezine gönderilmektedir. Son olarak ise, üretim merkezi protezi sorumlu laboratuvara göndermektedir [38]. Nobel Procera (Nobel Biocare), TurboDent (U-Best Dental Teknoloji) ve Lava (3M ESPE) sistemleriyle üretim yapılabilmektedir [25, 39-41].

2.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinin kullanımlarının yaygınlaşması ile estetik ve fonksiyonel beklentiler de hızla artmaktadır. Bu nedenle farklı birleşimlere, yapısal ve fiziksel özelliklere sahip materyaller geliştirilmiştir, geliştirilmeye devam edilmektedir. Üretimde kullanılan blok materyalleri restorasyon tipine, restorasyonun ağızdaki konumuna, hastanın beklentilerine, sosyo-ekonomik durumuna ve hekimin tercihine göre değişkenlik göstermektedir [2, 3].

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM materyalleri ile ilgili literatürde pek çok sınıflama bulunmaktadır [1-4, 42-44].

Genel olarak dental CAD/CAM sistemlerinde kullanılan dental materyaller:

1. Feldspatik seramikler
2. Mika bazlı cam seramikler
3. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
4. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler

5. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (Lityum Silikat / Fosfat Cam-Seramik)
6. Alümina veya Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler

a) Cam infiltre seramikler
b) Polikristalin seramikler

❖ Alumina bazlı polikristalin seramikler
❖ Stabilize zirkonya bazlı polikristalin seramikler

- *İtriya tetragonal zirkonya polikristalin*
- *Magnezya ile yarı stabilize zirkonya*
- *Serya tetragonal zirkonya/alumina nanokompozitler*

7. Rezin matriks seramikler

a) Rezin nanoseramikler
b) Rezin matriksi içerisinde cam seramikler
c) Rezin matriksi içerisinde zirkonya silika seramikler

8. Metaller
9. Polimerler

dir [1-4, 42-44].

CAD/CAM seramik protezler, lityum disilikat cam seramik ya da itriyum ile stabilize zirkonyum oksit materyallerden monolitik (tek tabaka) olarak üretilebildikleri gibi iki tabakalı (bilayer) olarak da üretim yapılabilmektedir. İki tabakalı üretim; frezelenen alt yapı üzerine manuel olarak tabakalama, ısı ile presleme ya da CAD/CAM ile üretilen veneer tabakanın alt yapıya bağlanması (CAD-on teknik) şeklinde uygulanmaktadır [45].

2.2.1. Feldspatik seramikler

Feldspatik seramikler, sodyum feldspar ($Na_2Al_2Si_6O_{16}$) ve potasyum feldsparın ($K_2Al_2Si_6O_{16}$) karşımı gibi doğal olarak ortaya çıkan materyallerden ve geleneksel seramiğin iç yapısında bulunan kuartz ve kaolin minerallerinin karışımı ile oluşmaktadır [45].

Kırılma dayanımları 150 MPa, elastik modülleri 45-63 GPa olan feldspatik blokların içeriğinde %56-64 SiO_2, %20-23 Al_2O_3, %6-9 Na_2O, %6-8 K_2O, %0,3-0,6 CaO, %0,1 TiO_2 bulunmaktadır [3].

Endüstriyel olarak vakum uygulanıp sinterlenerek üretilen feldspatik bloklar, laboratuvardaki konvansiyonel üretime oranla daha homojen bir yapı gösterirler. Feldspatik seramik malzemeler mükemmel estetik özelliklere sahiptir [46]. Veneer [47], inley/onley [48, 49] tek anterior [50] ve posterior [51] kronların üretiminde kullanılabilmektedir.

Feldspatik seramik içerikli bloklar, diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinde kullanılan ilk bloklardır. Bu bloklarla yapılan 10 yıllık bir klinik takip çalışmasında, %90,4 gibi yüksek bir klinik başarı ve hasta memnuniyeti bildirilmiştir [49].

CAD/CAM ile üretilen ilk inley 1985 yılında, ince grenli feldspatik seramik Vita™ Mark I (Vita Zahnfabrik) kullanılarak üretilmiştir [52]. Bu bloklar sert frezeleme ile uyumlu tam sinterize bloklardır. 1991 yılında CEREC sistemine özel olarak tanıtılan Vita™ Mark II bloklar ince kristallerle neredeyse gözeneksiz bir seramik olarak ince taneli tozlar kullanılarak üretilmektedir. Bu da daha iyi cilalanabilirlik, azalan mine aşınması ve artan mukavemet ile sonuçlanmasına olanak sağlamaktadır. Glaze uygulandığı zaman da gösterdiği yaklaşık 100-160 MPa'lık bükülme dayanımı ile üstün mekanik özellikler sergilemektedir [46, 53]. Vita™ Mark II monokromatiktir (tek renkli) ancak polikromatik (çok renkli) renk seçeneğine sahip çeşitleri de mevcuttur. Vitablocs™ TriLuxe™, Triluxe™ Forte ve RealLife™ blokları polikromatik olanlara örnektir. Translusensi ile birlikte renk çeşitliliği sunmaktadırlar. 2007 yılında Sirona Dental Sistemleri, CEREC™ Block'u tanıtmıştır. Cerec™ bloklar da yapı olarak Vita™ Mark II'ye benzemektedir. Bununla birlikte farklı bir renklendirme sistemi bulunmaktadır. İlave olarak estetik açıdan tatmin edici renk seçenekleri de vardır. CEREC™ blokları translusens, opak, orta olmak üzere üç farklı yapıda bulunabilmektedir. Polikromatik olan CEREC™ PC bloklar da mevcuttur [44, 54].

2.2.2. Mika bazlı cam seramikler

Mika mineralleri, çeşitli karmaşık Si, K, Na, Ca, F, O, Fe ve Al formüllerinden oluşan bir grup silikat (fillosilikat) mineralleridir. Dicor™ (Dentsply) hem laboratuvar hem de frezeleme için üretilebilen mika esaslı bir cam seramiktir. Frezeleme için üretilen Dicor™ MGC versiyonu endüstriyel olarak üretilmektedir. %45 kristalin Dicor™ içeriğine kıyasla %70'e varan kristalin faza sahip cam seramiktir [44]. Bu durum bükülme mukavemetinin yaklaşık 229 MPa'ya çıkarmaktadır. Frezelenebirliği, camsı matris içinde yüksek oranda birbirine kenetlenmiş olan tetrasilik fluormika ($K_2Mg_5Si_8O_{20}F$) kristallerinin varlığı ile mümkün olmaktadır [55]. İnley, onley, veneer ve kron yapımında kullanılmaktadır. Bununla birlikte posterior kronlarda kullanıldığı taktirde okluzal kuvvetlere yeterince dayanıklı değildir [41, 56]. Bu materyaller artık piyasada bulunmamaktadır [44].

2.2.3. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler

Lösit ile güçlendirilmiş seramikte cam matris, bir alümino-silikat camına dayanmaktadır [55]. IPS Empress® (Ivoclar) lösit ile üretilen ilk cam seramiktir. % 40 infiltre lösit camdan oluşmaktadır. İlk lösitle güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM bloğu olan ProCAD® (Ivoclar) bloğunun temelini oluşturmaktadır [2, 54]. Bunlar yapı ve özellik bakımından ısı ile preslenebilen lösit ile güçlendirilmiş IPS Empress seramiklerine benzemektedirler. 5 ile 10 μm arasında değişen lösit kristallerine sahip lösit ile güçlendirilmiş cam-seramik olan ProCAD yerine IPS Empress® CAD (Ivoclar Vivadent) de kullanılmaktadır [46]. IPS Empress CAD yaklaşık 1-5 μm ebatında daha ince partikül boyutuna sahip olup %45 oranında lösit içermektedir. Lösit kristalleri materyal dayanıklılığını arttırmakta, çatlak oluşumunu yavaşlatmakta ve kristal faz kırılma enerjisini emmektedir. Blok üretimi sırasında toz, maksimum homojenlik elde etmek için otomatik olarak preslenmektedir. Cam fazı ve kristal fazı arasındaki termal genleşme katsayısının yanı sıra sinterleme aşamasını takip eden soğutma işlemi arasındaki fark, direncini ve bükülme dayanımını arttırmaktadır [1, 57].

Yaklaşık 160 MPa bükülme dayanımına sahiptir. Yüksek translusens, düşük translüsens ve polikromaktik seçenekleri bulunmaktadır. Anterior ve posterior bölgedeki kronlar, parsiyel kronlar, laminate veneerler olmak üzere tek üye restorasyonlarda kullanılması önerilmektedir [3, 44].

2003 yılında ağırlıkça % 30 lösit içeren cam seramik CAD/CAM bloğu (Paradigm™ C, 3M ESPE) tanıtılmıştır. Bunlar iki fazlı lösit seramikten yapılmış olup, altı farklı renkte (A1, A2, A3, A3.5, B3, Bleach) ve beş farklı boyutta sunulmaktadır [1, 54].

2.2.4. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler

Üst yapı materyali olarak kullanılan IPS e.max® CAD (Ivoclar), 2006 yılında tanıtılmış yapısal ve estetik özelliklere sahip lityum disilikatla (Li_2SiO_5) güçlendirilmiş seramiktir [54]. IPS e.max CAD blokları SiO_2 (ağırlıkça %57,0-80,0), Li_2O (ağırlıkça %11,0-19,0), K_2O (ağırlıkça %0,0-13,0), P_2O_5 (ağırlıkça %0,0-11,0), ZrO_2 (ağırlıkça %0,0-8,0), ZnO (ağırlıkça %0,0-8,0), Al_2O_3 (ağırlıkça %0,0-5,0), MgO (ağırlıkça %0,0-5,0) ve renklendirici oksitlerden (ağırlıkça %0,0-8,0) oluşmaktadır [58]. Lityum disilikat cam seramiklerin 350-450 MPa arasında bükülme dayanımları vardır. Bükülme dayanımları lösitle güçlendirilmiş dental seramiklerden daha yüksektir [44].

Bu bloklar, cam endüstrisinde kullanılan basınçlı döküm prosedürüne dayanan bir işlemle üretilmektedir. Bu üretim şeklinde blok içinde defekt oluşumu (gözenekler, pigment birikimi vb.) önlenmektedir. Kısmi kristalizasyon işlemiyle, materyale iyi kenar uyumu, kolay işlenebilirlik, yüksek mukavemet gibi özellikler kazandıran lityum metasilikat kristallerinin (Li_2SiO_3) oluşumu sağlanır. Bu işlemin sonunda prekristalize formda bulunan mavi fazda bloklar elde edilmektedir. Mavi seramik, camsı matriksin içinde gömülü halde 0,2-1,0 µm granül büyüklüğünde %40 lityum metasilikat kristalleri içermekte ve 130±30 MPa bükülme dayanımı sergilemektedir [58]. Böylece blok kolayca frezelenebilmektedir. Daha sonra restorasyon, klinik kullanıma uygun seramik fırınında 850°C'de, vakum altında 20-25 dakika boyunca tam kristalize edilmektedir. Bu ısıl işlem sırasında, metasilikatlar çözülmekte ve materyale istenilen yüksek dayanıklılık özelliğini kazandıran lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) kristalleri oluşmaktadır. Bu bloklar ayrıca maviden seçilen sonuç rengine ve translüsensiye dönüşmektedir. Bu durumda, seramik camsı matriksin içinde gömülü yaklaşık 1,5 µm büyüklüğünde ve hacimce %70 ince granüllü lityum disilikat kristalleri içermektedir ve materyal dayanımını 360 MPa'ya yükselmektedir [59, 60].

Restoratif diş hekimliğinde, renk ve optik özellikler hasta memnuniyeti ve restorasyon başarısında önemli bir rol oynamaktadır. Mevcut seramiklerin mekanik özellikleri geliştikçe, renk ve diş yapısı gibi optik özelliklere olan ilgi de ön plana çıkmaktadır. Çeşitli

tonlarda ve şeffaflık derecelerinde IPS e.max CAD blokları bulunmaktadır [61]. A-D ve Bleach renklerine ilave olarak düşük translüsensi, orta translüsensi ve yüksek translusensi gibi üç farklı şeffaflıkta blokları bulunmaktadır. Malzemenin ince lamineler, inleyler, onleyler, kaplamalar, anterior, posterior ve implant üstü kronların üretimine kullanılması önerilmektedir. Üç üyeli köprülerde kullanımının ise, en gerideki köprü ayağı ikinci premolar olacak şekilde uygulanması önerilmektedir [46, 58, 62].

IPS e.max CAD monolitik olarak üretilmiş olup aynı zamanda IPS e.max CAD, IPS e.max Ceram nano-fluorapatit tabakalama seramiği ile kaplanarak alt yapı materyali olarak da kullanılabilmektedir. İlave olarak CAD/CAM ile üretilen IPS e.max CAD veneer tabakanın, alt yapıya bağlanması (CAD-on teknik) ile de kullanılabilmektedir. Bu sisteme IPS e.max CAD-on tekniği adı verilmektedir. IPS e.max CAD veneer yapısının, presinterize itriyum stabilize zirkonyum oksit bloğu olan IPS e.max ZirCAD alt yapısına düşük füzyon cam seramiği IPS e.max CAD Crystall/Connect kullanılarak birleştirilmesini içermektedir [58, 63].

Yakın zamanda geliştirilen hızlı tabakalama üretimi yöntemi ile de CAD-on tekniğinde olduğu gibi alt yapı ve üst yapı CAD/CAM siteminde ayrı ayrı üretildikten sonra birbirine bağlanabilmektedir. CAD-on tekniğinde iki CAD/CAM materyali birbirine düşük füzyon cam seramiği kullanarak bağlanılmasına karşın, hızlı tabakalama üretimi yönteminde rezin siman ile bağlanmaktadır [64, 65].

Kern ve diğerleri [66] yaptıkları çalışmada, lityum disilikat cam seramiğin (IPS e.max CAD) monolitik olarak, üç üyeli anterior ve premolar köprülerin yapımında kullanım için uygun olduğunu ve başarılı sonuçlar elde edildiğini uzun dönem bilimsel çalışmalar ile kanıtlamışlardır. Monolitik lityum disilikat seramikten oluşan üç üyeli köprüler ile geleneksel metal seramik köprülerin 5 ve 10 yıllık sağkalım ve başarı oranlarının benzer olduğunu tespit etmişlerdir. Tüm kırıkların, azı dişlerinin yerini alan köprülerde meydana geldiğini ve lityum disilikat seramiğin, en güvenli şekilde, üreticinin önerdiği endikasyon olan ön dişlerin ve premolarların telafi edilmesi için kullanılabileceğini doğrulamışlardır.

Guess ve diğerleri [67], IPS e.max CAD monolitik kronlar ve veneer malzemesi ile kaplanmış zirkonya seramik kronlar ile yaptıkları çalışmalarında, lityum disilikat cam seramik kullanımının yorgunluk dayanımı yüksek kronlarla sonuçlandığını, veneer

malzemesi ile kaplanmış zirkonya kronların (IPS e.max ZirCAD/IPS e.max Ceram) ise, erken veneer kayıplarına sebep olduğunu rapor etmişlerdir. Yapılan bir başka çalışmada, monolitik CAD/CAM lityum disilikat cam seramik kronların, lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerden (ProCAD™ ve Empress™ CAD) daha yüksek kırılma dayanımına sahip oldukları belirtilmiştir [68].

Basso ve diğerleri [69], lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD) veneer tabakanın, alt yapı materyaline (IPS e.max ZirCAD) bağlanması (CAD-on teknik) ile monolitik zirkonyayı (IPS e.max ZirCAD) karşılaştırdıkları çalışmalarında CAD-on tekniği ile oluşturulan yapıların monolitik zirkonya örneklerine göre kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir.

Schmitter ve diğerleri [70], zirkonya alt yapıların yarısını CAD/CAM lityum disilikat cam seramik veneer, kalan yarısını ise, geleneksel tabakalama seramiği kullanarak el tabakalama tekniği ile kaplayarak kron ürettikleri ve çiğneme simülasyonu ile yapay yaşlandırmaya tabi tuttukları çalışmalarında; yaklaşık tüm (%87,5) konvansiyonel veneer kronlar çiğneme simülasyonu sırasında başarısız olurken, CAD-on tekniği ile üretilen kronlar, çiğneme simülasyonu ile yapay yaşlandırmaya duyarlı bulunmamıştır. Bu teknik ile üretilen kronların kırılma dayanımını konvansiyonel veneer kronlardan daha yüksek değerlerde bulmuşlardır. Materyal yorgunluğundan kaynaklanan başarısızlıkları önlemek için CAD-on tekniğinin uygulanabileceği rapor edilmiştir.

Schmitter ve diğerleri [71], lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD) üst yapı materyalini itriyum ile stabilize zirkonyum oksit (IPS e.max ZirCAD) alt yapı materyaline rezin siman ile düşük füzyon cam seramiği kullanarak bağladıkları (CAD-on teknik) iki grubu karşılaştırmışlardır. Düşük füzyon cam seramiği ile bağlanan grubun kırılma dayanımının daha yüksek değerleri olduğunu ancak iki tekniğin de klinik kullanıma uygun olduğunu ifade etmişlerdir.

Alessandretti ve diğerleri [72] yapmış oldukları benzer bir çalışmada da, CAD-on tekniğinin, monolitik zirkonyaya benzer kırılma dayanımına ve daha düşük küçük parça halinde kırılarak ayrılma (chipping) oranına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Zirkonyum alt yapılı geleneksel tabakalama seramiği ile kaplanmış test örneklerine göre ise, daha üstün kırılma dayanımı gösterdiğini ifade etmişlerdir.

2.2.5. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (Vita Suprinity ve Celtra Duo) yeni geliştirilen cam seramik malzemelerdir. Zirkonya ve cam seramiklerin olumlu materyal özelliklerini birleştirmektedirler. Lityum silikat fosfat seramikleri, 500 ile 800 nm'lik ince taneli bir cam matrikse gömülü ağırlıkça %10 dağılmış zirkonya parçacıkları içermektedir [4, 73].

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikleri (Vita Suprinity ve Celtra Duo), cam seramikler ve zirkonya ile karşılaştırmışlar, cam seramikler ve zirkonya arasında karakteristik güç (Celtra Duo, 565.87 MPa; Suprinity, 537,03 MPa) sergilediğini ortaya koymuşlardır [74]. Mikroyapı ve faz karakterizasyonu her iki malzemenin de esas olarak iki kristal fazdan oluşan çok benzer mikro yapılara sahip olduğunu ortaya koymuştur. Celtra Duo ve Suprinity arasındaki belirgin fark ise, Celtra Duo'da (~1 um uzunluğa kadar), Suprinity'den (~0,5 μm) daha büyük olduğu görülen lityum metasilikat (Li_2SO_3) fazının boyutudur [75].

Vita Suprinity bloklar pre-kristalize (yarı kristalize) formdadır. Üretim aşamasından sonra ikinci bir sinterizasyona ihtiyaç duymaktadır. Celtra bloklar ise, hem yarı kristalize (Celtra CAD) hem de tam kristalize (Celtra DUO) formda üretilmektedir. Veneer, inley, onley, anterior ve posterior kronların üretiminde kullanılabilmektedirler [75].

2.2.6. Alümina veya zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler

Cam infiltre seramikler

Alçı kalıba döküm (slip cast) tekniği ile üretilen, iç içe geçmiş en az iki faz içeren cam infiltre seramikler (Vita™ InCeram Classic seramik grubu), InCeram™ Alümina, InCeram™ Spinell ve InCeram™ Zirkonya materyallerinden oluşmaktadır [44].

Cam infiltre seramikler konvansiyonel alçı kalıba döküm tekniği yerine CAD/CAM ile de üretilebilmektedirler. Bloklar, seramik tozunun kuru preslenmesi ile açık gözenekli mikroyapıya ulaşana kadar sıkıştırılmakta, daha sonra sinterize edilip, mikroyapının açık gözeneklerine lantan cam infiltrasyonu ile gücünü kazanmaktadır. InCeram bloklarında bulunan makro gözeneklerin sayısı, alçı kalıba döküm tekniğine kıyasla daha düşüktür.

Bununla birlikte açık gözenekli yapı InCeram blok malzemede alçı kalıba döküm malzemelere göre daha homojendir. Bu da bükülme dayanımlarının artmasını sağlamaktadır [76].

InCeram Alumina, Spinell ve Zirkonya'nın bükülme dayanımları sırasıyla 450-600 MPa, 350 MPa, 700 MPa'dır. Yüksek oranda sinterlenmiş poröz alümina altyapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lantan oksit cam infiltrasyonuyla elde edilen InCeram™ Alümina, orta translusentliktedir. Anterior, posterior tek kronlarda veya anterior köprülerde kullanılması önerilmektedir. InCeram Alümina materyaline estetik açıdan daha başarılı bir alternatif olarak üretilen ve içeriğindeki magnezyum ve alümina karışımından magnezyum alüminattan ($MgAl_2O_4$) dolayı en translüsent grup olan InCeram™ Spinell blokların özellikle anterior kronlarda kullanılması önerilmektedir. En düşük translüsenside en yüksek dayanıma sahip, alüminyum oksit içeriğine ilave olarak %33 oranında seryum oksit (CeO_2) yarı stabilize zirkonyum katılarak piyasaya sürülen cam infiltre edilmiş zirkonyanın alümina ile güçlendirilmiş şekli (InCeram™ Zirkonya) ise, anterior ve posterior köprülerde veya tek kronlarda kullanılabilmektedir [46, 77, 78].

Polikristalin seramikler

Polikristalin yapıda olan alümina ve zirkonya seramikleri, cam matrise herhangi bir işlem yapılmadan yoğun düzenli diziler halinde paketlenmekte ve daha sonra sinterlenmektedir. Yoğun kristal yapı çatlak yayılımını azaltarak materyale üstün mekanik özellikler kazandırmaktadır. Tamamen sinterlenmiş malzeme, seramik tozunun içinde olduğu kapsüllenmiş sisteme yüksek bir izostatik basınç uygulanarak yürütülen sıcak izostatik presleme tekniği ile üretilmektedir [44, 79].

Alümina ve zirkonya bazlı sistemler, posterior kronlar ve sabit bölümlü protezler gibi yüksek stres konsantrasyonuna maruz kalan restorasyonlar üretmek için alt yapı malzemeleri olarak tanıtılmışlardır [80].

Bununla birlikte polikristalin seramik, doğası gereği nispeten opaktır. Veneer seramiği ile tabakalandığı takdirde kron ve köprü alt yapıları için üstün estetik sonuçlar elde edilebilmektedir. Polikristalin seramikleri ile uyumlu protezlerin pratik olarak elde edilebilmesi için CAD/CAM sistemlerinin kullanılması gerekmektedir [81].

Alümina bazlı polikristalin seramikler

1993 yılında üretilen ilk tam yoğunlukta polikristalin seramik Procera™ AllCeram (Nobel Biocare)'dır. Alt yapı materyali olarak %99,9 oranında alümina içermektedir. Bükülme dayanımı 600 MPa'dır [37]. Zirkonyadan düşük olmakla birlikte yüksek bir dayanıklılığa sahip olan Procera, termal ekspansiyon katsayısı uyumlu bir veneer porseleni ile kaplanmaktadır [78]. Procera™ AllCeram sabit protezlerin üretiminde anterior ve posterior tek kron [82, 83], lamine [84], anterior ve posterior köprü [85], implant üstü restorasyonlarda dayanaklar üzerinde metal içermeyen üst yapı olarak [86] kullanılmaktadır [87].

2005 yılında tanıtılan CAD/CAM alumina bazlı polikristalin seramikleri (Vita™ InCeram AL) ise, cam içermemesi, yapısında polikristalin olması ve farklı bir işlemle üretilmesi nedeniyle InCeram™ Klasik Alümina'dan ayrılmaktadır [44].

Stabilize zirkonya bazlı polikristalin seramikler

Zirkonyum doğada saf halde bulunmamaktadır. Genellikle bileşik halinde olan zirkonyumun en çok bilinen bileşiklerinin başında zirkonyum silikat (Zirkon) ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (Zirkonya) (ZrO_2) gelmektedir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkon, zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve badeleyittir [88].

Zirkonya, alaşım oluşturmamış halde polimorfik bir seramik malzemedir. Üç kristalografik forma sahiptir; oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik, 1170°C'den 2370°C'ye kadar tetragonal ve 2370°C'den 2680°C erime noktasına kadar kübik formda bulunmaktadır [78, 89, 90].

Genel olarak, %8 mol Y_2O_3 içeriği, kübik faz zirkonyumunun tam stabilizasyonu ile sonuçlanmaktadır. Tamamen stabilize zirkonya (TSZ) zirkonyum oksite, %16 molden fazla CaO (ağırlıkça %7,9), %16 molden fazla MgO (ağırlıkça %5,86) veya %8 molden fazla Y_2O_3 (ağırlıkça %13,75) ilave edilerek üretilmektedir. Kübik bir forma sahiptir. %8 mol Y_2O_3 içerikli zirkonya olarak Prettau Anterior (Zirkonzahn), DD küp X2 (Dental Direkt), Katana Zirkonya St ve Katana Zirkonya Ut Noritake (Kuraray Noritake Dental) piyasada bulunan ultratranslusent dental materyallerdir [91, 92].

Daha az miktarda serya (CeO_2), magnezya (MgO) veya itriya (Y_2O_3) gibi stabilize edici oksit ilavesiyle zirkonya, parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) olarak bilinen çok fazlı bir formda oluşmaktadır. Kısmen stabilize edilebilmektedir. % 4-5 mol Y_2O_3 içeriği (4Y-PSZ, 5-YPSZ) ile %50 kübik faza sahip kısmen stabilize kübik faz zirkonya elde edilmektedir. %5 mol Y_2O_3 içerikli zirkonya olarak Prettau (Zirkonzahn), BruxZir (Glidewell), Zenostar (Ivoclar Vivadent), Katana Ht ve Katana ML Noritake (Kuraray Noritake Dental) piyasada bulunan yüksek translusent dental materyallerdir [91-93].

İtriya tetragonal zirkonya polikristalin

Yalnızca tetragonal kristal içeren tek fazlı materyal ise, tetragonal zirkonya polikristalin (TZP) olarak isimlendirilmektedir [44]. Dental zirkonyumlar TZP tipidir. En yaygın kullanılan itriya tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP)'dir. Bu form üretim ve sinterleme sonrası en yüksek dayanım ve kırılma dayanıklılığına sahiptir [42].

Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü 1170°C'nin altında gerçekleşmektedir. Yüksek iç gerilimlere neden olan % 3-5'lik bir hacim genişlemesini de beraberinde getirmektedir. Hacim genişlemesini kontrol etmek ve oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek için stabilize edici oksit tane büyüklüğü 0,8 mm'den az ve miktarı %3 mol'den fazla olmamalıdır [92, 94]. Bu nedenle saf zirkonyaya Y_2O_3 %3 mol ilave edilir. Üç itriya stabilize tetragonal zirkonya polikristalin (3Y-TZP) oluşturulur. Bu şekilde oluşan zirkonya yüksek başlangıç bükülme ve kırılma dayanımına sahiptir. Çatlak ucundaki gerilme stresleri, tetragonal fazı % 3-5 lokalize hacim genişlemesi ile monoklinik faza dönüştürür. Hacim artışı, çatlak ucunda dış gerilme streslerine karşı koyan baskı stresleri meydana getirir. Bu transformasyon sertleşmesi olarak bilinir ve çatlak ilerlemesini geciktirir. Sertleşme mekanizması bir çatlağın ilerlemesini engellemez ancak çatlağın yayılmasını zorlaştırır [78].

Y-TZP, yüksek sertliktedir. Aşınma direnci ve biyouyumluluğu gibi özellikler sergilemektedir. Bu özellikleri yüksek gerilimlere maruz kalan çok üyeli köprülerde tercih edilmesine imkan sağlar [95, 96]. Bununla birlikte, opak olması, Y-TZP restorasyonlarının önemli bir dezavantajıdır. Kor materyali olarak kullanılmaktadır. Farklı derecelerde translusensiye sahip olan Y-TZP materyalleri olmasına rağmen zirkonyum esaslı seramiklerin saydamlığı cam seramiklerinkinden daha düşüktür [97].

Y-TZP içerikli restorasyonlar, öncesinde sinterleme işlemi uygulanmış blok materyallerinin hafif bir şekilde şekillendirilmesininin sonrasında çok yüksek sıcaklıkta sinterlenmeyle ya da tam sinterizasyon yapılmış bloklarda sert şekilde kazıma yöntemiyle imal edilmektedir. Y-TZP restorasyonların üretimi için kullanılan CAD/CAM sistemlerinden, DCS-President™ (DCS Dental), DC Zirkon™ (Smartfit Austenal) alt yapılar tam sinterize zirkonya bloklardan üretilirken; LAVA™ (3M ESPE), Cercon™ (Dentsply), e.max™ ZirCAD (Ivoclar-Vivadent), Procera™ Zirconia (Nobel Biocare) ve Vita™ YZ (Vita Zahnfabrik) bloklar yarı sinterize bloklardan üretilmektedir [44].

Magnezya ile yarı stabilize zirkonya

Magnezyum ile stabilize edilen zirkonyum seramikleri (Magnesium partial stabilized zirconia, Mg-PSZ), kübik bir matristeki tetragonal kristallerden oluşan iki fazlı malzemelerdir. Ticari malzemelerin bileşimindeki MgO miktarı genellikle %8-10 moldür [98]. Bu materyal rezidüel poröziteler nedeniyle daha yüksek bir aşınma oranına sahiptir. Materyal magnezya ile stabilize edilmekte ancak Mg-PSZ (Magnesium partial stabilized zirconia) öncüllerini elde etmedeki zorluklar, ıslak ortamda tetragonal fazda stabilitenin azalmasına ve veneerleme sonrası Y-TZP ile karşılaştırıldığında daha düşük mekanik özelliğe neden olmaktadır. Mg-PSZ seramiklerin tam sinterlenmiş blokları CAM ünitesinde kullanılabilmektedir. Denzir-MTM (Dentronic) bu materyale örnek olarak verilebilir [44, 98].

Serya tetragonal zirkonya/alumina nanokompozitler

Serya tetragonal zirkonya (Ce-TZP), Y-TZP ile karşılaştırıldığında daha yüksek kırılma tokluğu (10± 20 MPa $m^{1/2}$) daha düşük bükülme dayanımı (600±800 MPa) ve sertliğe (8 GPa) sahiptir [99].

Buna karşılık malzemenin alümina eklenen nanokompozit formu serya tetragonal zirkonya/alumina nanokompozitler (Ce-TZP/Al_2O_3); Ce-TZP grenlerinin arasına dağılmış nanometre boyutunda Al_2O_3 partikülleri ve Al_2O_3 grenleri arasına dağılmış nanometre boyutunda Ce-TZP partikülleri içerir. Ce-TZP ve alüminanın malzeme içindeki bu homojen dağılımı çatlak ilerleyişini engellemekte, zirkonyanın dayanımını korurken sertliğini, bükülme direncini ve hidrotermal stabilitesini artırmaktadır [100].

Ce-TZP/Al_2O_3'ler, 19 MPa $m^{1/2}$ kırılma tokluğu ve 1400 MPa bükülme dayanımı sahiptir. Ce-TZP/Al_2O_3 (Nanozir, Hint-Els)'in bu gelişmiş özellikleri sayesinde diş hekimliğinde tam seramik restorasyonlar dışında implant dayanaklarının ve hareketli protez kısımlarının üretiminde yaygın olarak kullanılabileceği ifade edilmektedir [101].

2.2.7. Rezin matriks seramikler

Rezin matriks seramikler, kırılgan olmayan polimerlerin olumlu avantajlarını, seramiklerin üstün estetik özellikleri ile birleştirilerek geliştirilen yeni bir CAD/CAM seramik restoratif materyaller grubunu oluştururlar [102].

Bu yeni materyal grubunun sınıflandırılması konusunda farklı görüşler bulunmaktadır. "Rezin matriks seramikler", "hibrit seramik" veya "nanoseramik" olarak da adlandırılmaktadır. Bununla birlikte, bu ticari isimler, malzemeye özgü doğru kimyasal bileşimi yansıtmamaktadır [4].

Rezin matriks seramik malzemeler; geleneksel seramiklere kıyasla dentin esneklik modülünü daha yakından taklit eden bir malzeme elde etmek, malzemenin cam seramiklerden veya polikristalin seramiklerden daha kolay frezelenmesi ve ayarlanmasını sağlamak ve kompozit rezin ile tamirini veya değiştirilmesini kolaylaştırmak amacıyla üretilmişlerdir. Rezin matriks seramik bileşimi önemli ölçüde değişebilmektedir. Rezin matriks seramik malzemeler, inorganik bileşimlerine göre birkaç alt gruba ayrılmaktadır [42].

<u>Rezin nanoseramikler</u>

Nanoseramikler, nanoboyutta seramik partikülleri ve üretan dimetakrilat (UDMA) içerikli rezin matriksten oluşmaktadır. Kompozit ve seramik materyallerinin fiziksel ve estetik özelliklerini içermektedir. Bu gruba ait olan Lava Ultimate (3M ESPE), 2011 yılında CAD/CAM ile frezelenebilir blok olarak piyasaya sürülmüştür. Ağırlıkça yaklaşık %80 nanoseramik parçacıklar ile güçlendirilmiş bir rezin matriksinden oluşmaktadır. Silika nanopartiküllerinin (20 nm çap), zirkonyum nanopartiküllerinin (4-11 nm çap) ve zirkonya-silika nanokristallerinin kombinasyonu, yüksek nanoseramik içeriğini oluşturmaktadır [42]. Ağırlıkça %80/%20 seramik/polimer oranı sergilemektedir [4].

Bu grubun diğer bir örneği, Cerasmart blokları (GC Corporation) kütlece %71 doldurucu içeren (20 nm boyutunda silika ve 300 nm boyutunda baryum cam) nanoseramiklerdir [103].

İlave olarak, matrisin polimer olmasından dolayı materyal aşınabilmekte, bu durum geleneksel seramiklere kıyasla karşıt dişleri aşındırma potansiyellerini düşürmektedir. Bu materyaller, veneerler, inley/onley, anterior ve posterior tek kronlar, anterior ve posterior köprülerde kullanılabilmektedir [43].

Rezin matriksi içerisinde cam seramikler

Bu gruba ait VITA Enamic (VITA Zahnfabrik), feldspatik bir seramik ağ (ağırlıkça %86/hacimce %75) ve bir polimer ağı (ağırlıkça %14/hacimce %25) olmak üzere tipik olarak çift ağ hibritinden oluşmaktadır. Üretici tarafından "hibrit seramik" olarak isimlendirilmektedir. Bu çift ağ seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştirmek için birbirine girmektedir [1]. Seramik ağın spesifik bileşimi %58-%63 SiO_2, %20-% 23 Al_2O_3, %9-%11 Na_2O, %4-%6 K_2O, %0,5-%2 B_2O_3, %1'den az Zr_2O ve CaO'dan, polimer ağı ise, UDMA ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşmaktadır [42]. Çift ağ yapısı nedeniyle, çatlak ilerlemesi birbirine bağlı polimer ağı tarafından hafifletilir [4, 102].

Polimer infiltre seramik ağ materyali olarak da isimlendirilen bu materyal; veneer, inley/onley, anterior ve posterior tek kronlar, implant üstü kronların üretiminde kullanılmaktadır [43].

Rezin matriksi içerisinde zirkonya silika seramikler

Bu gruba örnek olarak Shofu Block HC (Shofu) verilebilir. Farklı organik matriksler ve seramik ağırlık yüzdesindeki değişim ile silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro-füme silika, pigmentler ile özel olarak hazırlanmıştır. Ağırlık olarak inorganik içeriği %60'tan fazladır [42].

Bir diğer örnek ise, bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA ve patentli üçlü başlatıcı sistemine ait bir polimer matriks içine gömülü ağırlıkça %85 inorganik ultra ince,

küresel tanecik büyüklüğü 0,6 um olan zirkonya-silika seramik parçacıklarından oluşan kompozit olan Paradigm™ MZ-100 (3M ESPE) bloklardır [42, 104-106].

İnce parçacık boyutlu bir mikroyapıya sahip olması frezeleme hasarına direnmeye, mekanik özellikleri iyileştirmeye, parlatma süresini azaltmaya ve bitmiş restorasyonun aşınma özelliğini iyileştirmeye yardımcı olmaktadır [46]. Böylece hem üstün freze edilebilme özelliğine hem de doğal dişe benzer aşınma özelliğine sahip olan bu blokların inley, onley [107], laminate veneer ve kron [108] yapımında kullanımı endikedir [109-111].

2.2.8. Metaller

Sabit veya hareketli protezlerde kullanılmak üzere freze ile işlenebilen metaller arasında kobalt-krom (CoCr) alaşımları ve titanyum yer almaktadır. Geleneksel metal alaşımlarına kıyasla titanyumun üstün korozyon direnci, üstün mekanik özellikleri, hafifliği, biyouyumluluğu ve buna bağlı olarak daha az metal alerjisi göstermesi gibi avantajları bulunmaktadır. Bu sebeple titanyum bloklar üzerinde çalışmalar devam etmektedir [112-115].

Biyolojik ve mekanik üstün özellikleri ile tercih edilen titanyum materyalinin geleneksel döküm tekniklerinin yanı sıra CAD/CAM ile üretilmesi sayesinde titanyumun yüzeyinde reaktif bir tabaka oluşmaması avantajları arasındadır. Copra Ti-5 milling blank (Whitepeaks Dental Sistemleri) günümüzde CAD/CAM ile freze edilebilen titanyum bloklara örnek olarak verilebilir [116].

Mevcut CoCr bloklar, hızlı işleme ve düşük frezeleme hasarı sağlamak için çok yumuşak olan önceden sinterlenmiş (pre-sinterize) formdadır. Bu bloklar, katı fakat yumuşak ve bir materyal elde etmek üzere izostatik basınçla metal tozunun sıkıştırılması ile oluşturulur. Pre-sinterlenmiş metal bloklar, sinterlendikten sonra gösterdikleri büzülme miktarı göz önünde bulundurularak %110 oranında daha büyük üretilmektedir [112]. Frezelendikten sonra protez materyaline gerekli son mekanik özelliklerini kazanmasına izin vermek için sinterleme adı verilen son bir ısıl işlemin yapılması gereklidir [117].

İşlenmiş CoCr alaşımları, kayıp mum tekniği ile oluşan CoCr alaşımları ile aynı endikasyonlara sahiptir. Bu CAD/CAM bloklar ile sabit ve hareketli protez alt yapı materyalleri üretilebilmektedir. Sintron (Amann Girrbach), Crypton (Dentsply), In Coris CC (Sirona), Coron (Straumann) CoCr bloklara örnek olarak verilebilir [43, 112, 118].

2.2.9. Polimerler

Polimetilmetakrilat (PMMA), doldurucusuz metilmetakrilat polimerlerinden oluşan termoplastik bir polimerdir. Şeffaf olan bu materyale diş hekimliğinde kullanılmak üzere pigmentler ilave edilmektedir. Doldurucularının olmaması, düşük bir mekanik dayanıma neden olmaktadır. Rezin bazlı polimerlerin kalıcı sabit restorasyon olarak kullanım endikasyonu bulunmaktadır. PMMA bazlı polimerik materyallerin daha fazla aşınma potansiyeli olması sebebiyle sadece geçici sabit restorasyonlar için kullanım endikasyonu mevcuttur [119]. Uzun süreli geçici restorasyonlar için kullanılan CAD/CAM PMMA materyali, hassas yapısı ile kolay freze edilebilmektedir. Her türlü geçici sabit protezin (veneer, inley/onley, kron, köprü) yapımına izin vermektedir [43].

CAD/CAM polimerik bloklar, geleneksel polimerizasyon yönteminden farklı olarak malzeme özelliklerini geliştirmek için yüksek sıcaklık ve basınçta standart koşullar altında endüstriyel olarak polimerize edilmektedir. Böylece geleneksel olarak polimerize edilmiş geçici malzemeler ile karşılaştırıldıklarında, daha geniş bir translusensi aralığı [120] ve renk değişimine karşı daha yüksek bir stabilite [121] sunmaktadırlar. CAD-Temp (VITA Zahnfabrik), Telio CAD (Ivoclar Vivadent) PMMA içerikli CAD/CAM bloklarına örnek olarak verilebilir [119].

Diş hekimliğinde geleneksel olarak tam protez üretiminde de yaygın olarak kullanılan PMMA, konvansiyonel yöntemlerle tam protez üretimi aşamasında oluşabilecek komplikasyonları ortadan kaldırmak amacıyla CAD/CAM sistemlerinde kullanımına yönelik geliştirilmiştir [122].

Bilgisayar destekli tam protez üretimi için kullanılan CAD/CAM PMMA diskleri yüksek sıcaklık ve basınç altında enjeksiyon yöntemiyle elde edilip, polimerize edilmektedir [123, 124]. Bu üretim şeklinin konvansiyonel yöntemlere oranla birçok avantajı bulunmaktadır. Artık monomer miktarının azalması, yüzey pürüzlülüğünün azalmasına bağlı ağız içi

bakteri ve mantar tutulumunun en aza indirgenmesi, artmış yüzey sertliği ve yüksek elastik modülü sayesinde mekanik olarak daha güçlü olmaları CAD/CAM PMMA disklerin en önemli avantajlarındandır [122, 125-127].

IvoBase CAD (Ivoclar), AvaDent PMMA Puck (Avadent), Tizian Blank PMMA (Schutz), Polident Pink CAD/CAM disk (Polident), Yamahachi PMMA disk (Yamahachi) total protez üretiminde kullanılan CAD/CAM PMMA materyallerine örnektir [125, 126, 128, 129].

Son zamanlarda PAEK ailesine yüksek sıcaklık termoplastik polimerleri PEEK ve PEKK de diş hekimliğine ait birçok endikasyon için kullanıma sunulmuştur [130]. Bu yüksek performanslı polimerler CAD/CAM ile kolayca tasarlanabilmekte, seramik ve titanyuma göre daha düşük ağırlık, optimal biyouyumluluk, düşük plak birikimi ve elastikiyet gibi avantajlı özellikleri ile diş implantları, implant dayanakları, hareketli protezler ve sabit protezler gibi dental uygulamalarda kullanılabilmektedir [131].

2.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Tekniği

Bütün CAD/CAM sistemleri, geometriyi bilgisayar tarafından işlenebilen verilere dönüştüren bir dijital tarayıcı, verileri işleyen ve üretilecek ürün için veri seti oluşturan bir yazılım (CAD) ve veri setini istenilen ürüne dönüştüren üretim teknolojisi (frezeleme cihazı, CAM) olmak üzere üç komponentten oluşmaktadır [40]. Dental CAD/CAM sistemlerinde dijital tarayıcı, preparasyonu intraoral veya ekstraoral olarak tarayarak verileri toplamaktadır. CAD, restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu olarak planlanması ve tasarımını sağlamakta; CAM ise, sanal olarak hazırlanmış restorasyonun üretimini gerçekleştirmektedir [132].

CAD süreci tamamlandığında, oluşturulan dosyalar üretim için CAM ünitesine transfer edilir. CAM süreci; eksiltilerek yapılan üretim (örn: frezeleme) ve ilave edilerek yapılan üretim (örn: lazer sinterleme) olarak iki kategoriden oluşmaktadır [133].

2.3.1. Eksiltilerek yapılan üretim tekniği

Diş hekimliğinde CAD/CAM öncelikle eksiltilerek yapılan üretim sürecine dayanmaktadır. Çoğu insanın bildiği testere, torna, freze makinesi ve matkap presi gibi makinelerin

materyali kesmek ve istenen geometriye ulaşmak için bir bilgisayar programı tarafından kontrol edildiği teknolojidir. Böylece malzeme bir blok halinde iken makine istenmeyen parçaları kesmektedir. Bu teknoloji, elektrik deşarjı işleme, elektrokimyasal işleme, elektron demeti işleme, fotokimyasal işleme ve ultrasonik işleme gibi yeni teknolojilerle yüksek derecede kapsamlılaşmıştır. Günümüzde tüm bu işleme yöntemleri eksilterek yapılan üretim çatısı altında toplanmaktadır [133]. Dental CAD/CAM sistemleri restorasyonun prefabrik bloklardan frez, elmas veya elmas diskler kullanılarak frezelenmesi sayesinde üretilmesine olanak tanımaktadır. Bu yöntem kullanılarak toplam üretim süresinin önemli ölçüde azalacağı ve geleneksel diş hekimliği işlemleriyle yapılması zor veya imkansız olan karmaşık modellerin kolayca oluşturulabileceği tespit edilmiştir. Fakat bu teknikte istenilen şekle ulaşmak için blok materyalden eksiltme yapılmaktadır. Bu yöntem etkin olsa da, tipik bir dental restorasyon elde edebilmek için prefabrik blokların %90'ı uzaklaştırılmakta ve dolayısıyla malzeme israfı olmaktadır [87].

2.3.2. İlave edilerek yapılan üretim tekniği

Amerikan Test ve Malzeme Derneği (American Society for Testing and Materials) tarafından eksilterek yapılan üretim yönteminin aksine genellikle katman üzerine katman olan üç boyutlu (3D) model verilerinden nesneler yapmak için materyallerin birleştirilmesi işlemi olarak tanımlanmaktadır. Prensip olarak süreç bir 3D bilgisayar dosyası alarak ve bir dizi kesitsel dilimler oluşturarak işlemektedir. 3D nesne oluşturmak için her dilim diğerinin üzerine yazdırılır. Bu sürecin avantajlı özelliklerinden biri de atık olmamasıdır. Geleneksel olarak ilave edilerek yapılan üretim, 1980'lerde prototip, model ve döküm modelleri üretmek için kullanılmaya başlanmıştır. Bu nedenle, ilave katman üretimi kullanarak modellerin hızlı üretimine verilen ad olan hızlı prototipleme (HP) kökenine dayanmaktadır. İlave edilerek yapılan üretimin her bir hastaya özgü özel parçalar üretme avantajıyla diş hekimliği için ideal olduğu düşünülmektedir [133].

Seçici lazer sinterizasyonu seramik veya metal restorasyonların üretimi için kullanılan yöntemlerden birisidir (örn: Medifacturing, Bego Medical AG). Bu yöntemde bilgisayar tasarımına uygun restorasyon; kesme işlemi yerine, seramik veya metal toz havuzundaki materyalin sürekli ilavelerle sinterize edilmesiyle tamamlanmaktadır. Böylece boşa harcanan, artık materyal kalmamaktadır. Diğer bir ilave edilerek yapılan üretim yöntemi olan stereolitografi kullanılarak akrilikten 3D okluzal splintler ve benzer komponentler,

selektif olarak görünür ışıkla katmanlar halinde akrilik monomer ile likitin birleşmesiyle üretilebilmektedir [87].

2.4. Polimer Yapısı ve PAEK Ailesi

Polimerik materyaller, ekonomik olmalarının yanı sıra metallerle kıyaslandığında, ağırlık oranına göre daha yüksek mukavemet gösterebilmeleri ve düşük yoğunluk gibi avantajlı özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir [7].

Polimerler, moleküler bağlanma ve sıcaklık artışına verdikleri tepkiye göre termoplastikler veya termosetler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır [134, 135]. Termoset polimerdeki polimer zincirleri arasındaki bağlar çapraz bağlıdır ve yeniden ısıtma sonrasında yumuşatılamamaktadır. Bu nedenle, termosetler tipik olarak rijittir ve geri dönüştürülememektedir. Termoplastikler ise, nispeten zayıf kuvvetlere sahip moleküler zincirleri içermektedir. Böylece mekanik özellikleri etkilenmeden, ısıtıldığında yumuşayabilmekte, soğutma sırasında tekrar katılaşabilmektedir [7, 136, 137]. Ayrıca termoplastik polimerler kendi içlerinde amorf ve yarı kristal (semikristalin) olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Amorf termoplastikler rastgele yönlendirilmiş uzun polimer zincirleri içermekte ve yüksek erime viskozitesi göstermektedir. Bununla birlikte kimyasal ve yorulma dirençleri zayıftır. Yarı kristal termoplastikler ise, amorf ve sıralı moleküler yapıların her iki bölgesini de içermektedir. Bu nedenle amorf termoplastiklere kıyasla yarı kristal termoplastikler; kimyasallara, aşınmaya ve yorulmaya karşı dirençlidir [7].

PAEK ailesi, eter ve keton fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı, aromatik bir omurga molekül zincirinden oluşan yarı kristal termoplastiktir [138]. Polieterketonlar veya kısaca poliketonlar olarak da isimlendirilen PAEK ailesi, yüksek sıcaklık stabilitesi ve yüksek mekanik mukavemete sahiptir. Yarı kristalli aromatik polimerlerin iyi mukavemeti, yüksek sıcaklıklarda bile korunmaktadır. Buna ek olarak, çok iyi darbe dayanımı, kimyasal direnç, yüksek mekanik yorulma dayanımı, çok düşük sızıntı eğilimi ve sıvı emilimi, iyi aşınma özellikleri göstermektedirler [139].

Bu polimerler, çeşitli cam geçiş sıcaklıkları (143-160 $^{\circ}$C) ve yüksek kristalin erime sıcaklıkları (335-441 $^{\circ}$C) ile PEK (polieterketon), PEEK, PEKK, PEKEKK (polieterketoneterketonketon) gibi varyasyonlar içermektedirler [140]. PAEK polimer

yapıları hemen hemen aynıdır. Daha yüksek keton içeriğine sahip olanlarda zincir polaritesi ve sertliği artmaktadır [141]. Bu yüzden daha yüksek cam geçiş sıcaklıklarına (T_g) sahip olmaktadır (Çizelge 2.1) [142].

Çizelge 2.1. Bazı PAEK polimerlerinin termal özellikleri

Materyal	Cam geçiş sıcaklığı (T_g) °C	Erime Sıcaklığı (T_m) °C
PEEK	143	334
PEK	152	365
PEKK	165	386

PEEK ve PEKK'deki keton/eter bağlantı oranındaki keton yüzdesi sırasıyla %33 ve %67'dir. Bu nedenle PEEK ve PEKK arasında termal ve mekanik fark bulunmaktadır [143]. PEEK'in bükülme ve basma dayanımı 50°C suda dokuz ay depolandığında sırasıyla yaklaşık %65 ve %55 azalırken, PEKK'nin bükülme dayanımı % 31 azalmakta, basma dayanımında ise, değişim meydana gelmemektedir [144].

PEKK, PAEK ailesinin diğer üyeleriyle karşılaştırıldığında örneğin PEEK'ye karşı çok daha iyi mekanik sonuçlar göstermektedir. PEEK'nin sırasıyla çekme dayanımı, bükülme dayanımı, basma dayanımı 93, 170, 117 MPa iken PEKK'nin sırasıyla 110, 193, 206 MPa'dır (Çizelge 2.2) [145].

Çizelge 2.2. PEEK ve PEKK polimerlerinin mekanik özelliklerinin karşılaştırılması

Özellik	PEEK	PEKK
Çekme dayanımı (MPa)	93	110
Eğilme dayanımı (MPa)	170	193
Basma dayanımı (MPa)	117	206

2.4.1. Diş hekimliğinde PAEK

PAEK ailesinin biyouyumlu materyaller olduğu bilinmektedir ve daha ileri çalışmalar ile uzun dönem biyouyumlulukları desteklenmiştir [140, 146].

PEEK materyali, çok düşük yoğunluğa (1,265 g/cm^3) sahip olmasının yanı sıra, çekme dayanımı, bükülme dayanımı ve aşınma direncinin yüksek olması gibi üstün mekanik özellikler göstermektedir [147].

CAD/CAM ile kazınmış üç üyeli PEEK altyapılı sabit protezlerin 2055 N kırılma dayanımı olduğu bildirilmiştir [148]. Bu değerler lityum disilikat cam seramik (950 N), In-Ceram Alümina (851 N), In-Ceram Zirkonya (841 N) ve zirkonyum (981-1331 N) için belirtilen değerlerden daha yüksektir [149].

Stawarczyk ve diğerleri [150] yapmış oldukları çalışmada, PEEK materyalinden üretilmiş 7,4 mm^2'lik bağlayıcı çapına sahip, veneerlenmemiş üç üyeli alt yapıları incelemişlerdir. 1200 N'luk basma kuvvetinde deformasyon ve 1385 N'da ise, bağlayıcıda kırılma olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle PEEK materyalinin, sabit protezler için uygun bir alt yapı materyali olduğu ifade edilmiştir.

PEEK materyali, çekme ve basma kuvvetleri karşısında büyük deformasyonlara karşı koyabilen, 1383 N'a kadar basma kuvvetlerine dayanabilen ve plastik deformasyonu yaklaşık 1200 N'dan başlayan bir materyaldir. Molar bölgede 909 N'luk maksimum ısırma kuvveti olduğu dikkate alındığında bu materyal, kron ve köprü restorasyonları için uygun bir alt yapı materyali olarak önerilmektedir [151]. İlave olarak PEEK'nin elastik modülü yaklaşık 8,3 GPa olup, insan kortikal kemik dokusuna (17,7 GPa) yakın ve titanyum (Ti) alaşımı (116 GPa) ile CoCr alaşımına (210 GPa) göre çok daha düşüktür [152].

PEEK'nin, in vitro ve in vivo çalışmalarda iyi bir biyouyumluluk gösterdiği, toksik veya mutajenik etkilere neden olmadığı bildirilmiştir. Aynı zamanda bu materyale karşı klinik olarak bir inflamasyon bildirilmemiştir [153-155]. PEEK suda çözünür değildir. Düşük reaktiviteye sahiptir. Ağızdaki diğer metallerle temas ettiğinde korozyona uğramaz [156]. Bu sayede metal alerjisi olan veya metalik tada hassas olan hastalarda kullanılabilmektedir [157].

Tüm bu özelliklere sahip olmalarından dolayı da sabit ve hareketli protezler için alternatif bir altyapı malzemesi olarak görülmektedir [150]. Diş hekimliğinde dental implantların [158], dayanakların [159], hareketli protez altyapıların [160], sabit protezlerin [161],

teleskobik ve hassas ataşmanların yanı sıra implant destekli protezlerde üst yapıların [162] yapımında kullanılmaktadır.

2.4.2. PEKK

Daha yüksek bir keton grubu içeriği olan PEKK, yüksek sıcaklıklarda (erime sıcaklığı 300°C'nin üzerinde) iyi boyutsal kararlılık, aşınmaya karşı yüksek direnç, yüksek çekme, yorgunluk ve bükülme dayanımları gibi pek çok fiziksel ve kimyasal üstünlüğe sahiptir. Gıda, uçak ve otomobil endüstrisinden tıbbi ürünlere kadar uzanan kullanım alanına sahip olan PEKK, diş hekimliği alanında da metalik materyallerin yerini alabilecek umut vadeden bir materyal olarak görülmektedir [163]. Tüm bu avantajlı özellikleri iyi biyouyumluluk göstermeleri sayesinde, sabit kronlar, hareketli protezler ve implant destekli protezler için alt yapı materyali olarak metal yapıya alternatif geniş bir kullanım alanına sahip olmaktadır [164].

PAEK bazlı polimer ürünlerinin mekanik özelliklerine ilişkin verileri üretici firma tarafından bildirilmektedir. Ancak belirtilen bu özellikler, ürünlerin farklı yöntemlerle üretilmesi, içeriği, tasarımı ve uygulamalara bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir [165].

Diş hekimliğinde kullanılan PEKK materyaline örnek olarak Pekkton® ivory (Cendres+Métaux SA) verilebilir. Sıcak presleme polimer ingotları veya CAD/CAM frezeleme ile işlenebilmektedir. Mekanik özelliklerini iyileştirmek ve estetik görünümünü optimize etmek için içeriğine TiO_2 eklenmiştir. Bu nedenle bej (fil dişi) rengindedir ve opak bir görünüme sahiptir. PEKK materyalinin mekanik ve termal özellikleri Çizelge 2.3’de verilmiştir [166].

Çizelge 2.3. PEKK materyalinin mekanik ve termal özellikleri

Özellik	Değer
Elastik modülü (GPa)	5,1
Bükülme dayanımı (MPa)	200
Basma dayanımı (MPa)	246
Çekme dayanımı (MPa)	115
Sertlik (MPa)	252
Cam geçiş sıcaklığı (T_g) °C	163
Erime sıcaklığı (T_m) °C	363

2.5. PAEK Yüzeylerinin Veneer Bir Malzeme ile Kaplanması

PAEK materyalleri ile estetik beklentilerin karşılanabilmesi için veneer malzeme ile kaplanması gerekmektedir [12].

2.5.1. PEEK yüzeyinin veneer bir malzeme ile kaplanması

PEEK'nin bir kaplama materyali olarak kullanılan kompozit rezinlere bağlanmasıyla ilgili yapılan çalışmalar, yüzey işlemi uygulanmadığında bağ kuvvetinin yetersiz olduğunu göstermiştir [13, 14, 16]. PEEK düşük yüzey enerjisi sergileyen bir materyaldir. Düşük yüzey enerjisinin yanı sıra farklı mekanik ve kimyasal işlemlerle yüzey modifikasyonuna karşı direnç göstermektedir. Bu nedenle kompozit rezinler ile PEEK yüzeyleri arasında yeterli bir bağ kuvveti sağlamak ek bir zorluk oluşturmaktadır. Bu durum PEEK'nin klinik olarak kullanımında bir problem olarak güncelliğini korumaya devam etmektedir [16].

2.5.2. PEKK yüzeyinin veneer bir malzeme ile kaplanması

Günümüzde yeni bir dental materyal olarak kullanılan PEKK'ye ilişkin yeterli klinik çalışma verileri bulunmamakla birlikte kaplama malzemelerine bağlanması hakkında kısıtlı sayıda da olsa çalışma mevcuttur. PEKK üstü veneer materyali olarak genel olarak kompozit rezin kullanılabilirken [9, 12, 21, 167, 168], teleskobik alt yapı üzerine lityum disilikat cam seramik kronlar rezin siman ile yapıştırılarak da kullanılabilmektedir [8].

PEKK'nin kullanımına üretici firmanın önerileri ve PEEK ile ilgili kısıtlı sayıdaki çalışmalar rehberlik etmektedir [13, 14, 16].

2.6. PAEK Materyallerine Uygulanan Bazı Yüzey İşlemleri

2.6.1. Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama

Kumlama diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğünü ve dental adezivlerin yüzeylere mikromekanik kilitlenmesini arttırmak amacıyla yaygın olarak kullanılan bir yüzey işlemi yöntemidir [169]. Al_2O_3 ve TiO_2 gibi maddeler kullanılarak yüzey düzensizliğini ve alanını artırmak için kumlama yapılmış örneklerin yüzey görünümünde büyük değişiklikler olduğu bilinmektedir [170]. Kumlama için Al_2O_3 kullanıldığında, alaşım yüzeyinde, belirli elementlerin ayrılmasından ve birikmesinden oluşan karmaşık reaksiyonlar olduğu bildirilmiştir. Kumlanmış materyalin ıslanabilirliği artmakta aynı zamanda aktive edilmiş bir yüzey oluşmaktadır [171].

PEEK'nin Al_2O_3 ile pürüzlendirildiği çalışmalarda genellikle 50 µm veya 110 µm boyutunda partiküller kullanıldığı, 10 mm uzaklıktan 10 veya 15 sn süre ile 0,1; 0,2; 0,25 veya 0,4 MPa (1, 2; 2,5; 4 bar) basınçlarda püskürtüldüğü rapor edilmiştir. Bu çalışmalarda, Al_2O_3 ile kumlanmış PEEK yüzeyinin kumlanmamış yüzeylere kıyasla kompozit rezin veya rezin simanın bağlanma dayanımını artırdığı vurgulanmıştır [14, 16, 18, 20, 169, 172, 173].

Schmidlin ve diğerleri [17], PEEK yüzeyinin 50 µm ve 110 µm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile pürüzlendirildiği çalışmalarında; 50 µm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK yüzeylerinin 110 µm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK yüzeylerine göre daha dağınık ve belirgin yüzeylere sahip olduğunu rapor etmişlerdir.

Lee ve diğerleri [12], PEKK yüzeyini 50 µm Al_2O_3 ile 5 mm uzaklıktan 0,5 MPa basınç altında 20 sn pürüzlendirmişlerdir. SEM görüntüleri incelendiğinde %95'lik sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş PEKK yüzeylerine göre daha düzensiz, belirgin ve dağınık yüzey görüntüleri elde etmişlerdir. Kontak açılarını karşılaştırdıklarında ise, kumlanmış yüzeylerin, sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş PEKK yüzeylerine ve yüzey işlemi uygulanmamış PEKK yüzeylerine göre daha düşük kontak açısına sahip olduğunu ortaya koymuşlardır. Yüzey pürüzlülük değerlerinin ise, daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Al_2O_3 ile kumlama yüzey işleminin, PEKK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını arttırdığını, sülfürik asit ile yapılan yüzey işlemine göre bağlanma dayanımının daha iyi değerlere sahip olduğunu rapor etmişlerdir.

Fokas ve diğerleri [21] ise, PEKK yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında, 110 μm Al_2O_3 ile 15 mm uzaklıktan 0,2 MPa basınç altında 10 sn pürüzlendirilen PEKK test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin, 60 sn %98'lik sülfürik asit uygulanan ve 30 sn deiyonize su ile yıkanıp kurutulan PEKK test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerine göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Kompozit rezin ile bağlanma dayanımları için ise istatistiksel olarak olarak anlamlı bir fark elde etmediklerini ifade etmişlerdir.

2.6.2. Tribokimyasal silika ile kaplama

Tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemi, silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 parçacıklarının yüzeye püskürtülmesi ile uygulanmaktadır. Basınç ile püskürtülen silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye gömülmesi söz konusudur. Rezinin bağlanması için mikromekanik tutuculuk ile beraber kimyasal olarak da daha aktif bir yüzey oluşturulması hedefine dayanmaktadır [174, 175].

Tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemi için 1989'da Rocatec (3M ESPE) laboratuvar cihazının geliştirilmesinden sonra klinik kullanıma uygun CoJet (3M ESPE) sistemi de piyasaya tanıtılmıştır. Rocatec sisteminde 110 μm, CoJet sisteminde ise 30 μm partikül büyüklüğünde silika kaplanmış Al_2O_3 partikülleri kullanılmaktadır [176-179].

PEEK yüzeyinin tribokimyasal silika kaplama ile pürüzlendirildiği, bu yüzey işleminin rezin bazlı materyallerin PEEK ile olan bağlanma dayanımını arttırdığını rapor eden çeşitli çalışmalar mevcuttur [18, 163, 180].

Lee ve diğerleri [12] PEKK yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında, 110 μm partikül büyüklüğünde tribokimyasal silika kaplanmış PEKK yüzeylerinin kontak açısı ile Al_2O_3 ile kumlama yapılmış PEKK yüzeylerinin kontak açısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını ortaya koymuşlardır. Tribokimyasal silika kaplanmış PEKK yüzeylerinin, sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş yüzeylere ve yüzey işlemi

uygulanmamış test örneği yüzeylerine göre ise daha düşük kontak açısına sahip olduğunu ifade etmişlerdir. Yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırıldıklarında ise, tribokimyasal silika kaplanmış PEKK yüzeyleri ile Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılmış PEKK yüzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edememişlerdir. Sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş ve herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEKK yüzeylerine göre ise, yüzey pürüzlülük değerleri daha yüksek bulunmuştur. Tribokimyasal silika ile kaplama yüzey işleminin; PEKK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını arttırdığını, aynı zamanda sülfürik asit ile yapılan yüzey işlemine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek değerlere sahip olduğunu vurgulamışlardır.

Fokas ve diğerleri [21] ise, 110 μm partikül büyüklüğünde tribokimyasal silika kaplanmış PEKK test örneklerinin, Al_2O_3 ile kumlama ve sülfürik asit ile pürüzlendirme yüzey işlemleri uygulanan PEKK test örneklerine göre daha düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olduğunu ortaya koymuşlardır. Termal döngü öncesi tribokimyasal silika kaplama, sülfürik asit ve Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi grupları arasında kompozit rezin ile bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Termal döngü sonrası Al_2O_3 ile kumlama ve sülfürik asit ile pürüzlendirme yüzey işlemi yapılmış gruplar için istatistiksel olarak anlamlı bir fark belirtmezken, tribokimyasal silika kaplanmış PEKK test örneklerinin yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubuna göre kompozit rezine bağlanma dayanımını anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır.

2.6.3. Asit ile pürüzlendirme

PEEK yüzeyine sülfürik asit uygulaması, benzen halkaları arasındaki fonksiyonel karbonil ve eter grupları üzerine etki etmektedir. Bu kimyasal reaksiyon da daha fazla fonksiyonel grubun adeziv materyal ile etkileşime girebilmesini sağlamaktadır. Sonuç olarak, yüzey polaritesinin artışı ile adeziv materyallerin PEEK polimerine difüzyonunun artışı, bağlanma dayanımlarının da daha yüksek olmasını sağlayabilmektedir [12]. PEEK yüzeylerine sülfürik asit ile pürüzlendirme yüzey işleminin uygulandığı birçok araştırma; Al_2O_3 ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama, plazma ile pürüzlendirme gibi yüzey işlemlerine göre sülfürik asit yüzey işleminin rezin esaslı materyaller ile bağlanma dayanımına daha fazla katkı sağladığını rapor etmiştir [16, 17, 169].

Sülfürik asit sadece PEEK'nin kimyasal bağlarını kırmak için karbonil ve eter gruplarına etki etmekle kalmamakta aynı zamanda yüzeyini de sülfonatlandırmaktadır. PEEK ve PEKK'nin kimyasal yapıları birbirine çok benzerdir. Bu nedenle, sülfürik asidin, PEKK'nin karbonil gruplarına veya eter bağlantılarına saldırabileceği ve sökülmüş PEKK moleküler fragmanlarının asitleme prosedürü sırasında aşındırılabileceği ifade edilmiştir [22].

Lee ve diğerleri [12] PEKK yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında %95'lik sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş PEKK yüzeylerinin pürüzlülük değerlerinin, Al_2O_3 ile kumlanmış PEKK yüzeylerine ve tribokimyasal silika kaplama yapılmış PEKK yüzeylerine göre daha düşük değerlere sahip olduğunu tespit etmişlerdir. Yüzey işlemi uygulanmamış PEKK yüzeylerine göre ise, daha yüksek pürüzlülük değerleri elde etmişlerdir. PEKK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını arttırdığını; fakat Al_2O_3 ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemlerine göre daha düşük bağlanma değerlerine ulaşıldığını gözlemlemişlerdir.

Fokas ve diğerleri [21] ise, PEKK yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında, 60 sn %98'lik sülfürik asit uygulanan ve 30 sn deiyonize su ile yıkanıp kurutulan PEKK test örneklerinin diğer kumlama ve tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemleri uygulanan test örneklerine göre en yüksek yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Fakat yine de tribokimyasal silika kaplamanın, yüzey işlemi uygulanmamış veya sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş PEKK yüzeylerine uygulanmasının kompozit rezinin PEKK yüzeyine bağlanma stabilitesini ve dayanıklılığını önemli ölçüde arttıracağını vurgulamışlardır.

Sakihara ve diğerleri [22] yaptıkları çalışmada, çeşitli konsantrasyonlarda sülfürik asidin (%80, %90, %98) farklı uygulanma sürelerinin (5 sn, 30 sn, 60 sn), kompozit rezinlerin PEKK yüzeyine olan bağlanma dayanımına etkisini karşılaştırmışlardır. En yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin %90'lık sülfürik asidin 5 sn süre ile PEKK yüzeyine uygulandığı grupta görüldüğünü belirtmişlerdir. %90 ve %98'lik sülfürik asit konsantrasyonlarının uygulama sürelerinin artmasının, kompozit rezin ile PEKK arasındaki bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilediğini gözlemlemişlerdir.

Piranha solüsyonu, sülfürik asit ve hidrojen peroksitin 10:3 oranında karışımıdır. Genellikle 100 µL solüsyon PEEK yüzeyine uygulanmakta, 30 sn deiyonize su ile yıkanmakta ve 10 sn hava ile kurutulmaktadır [181]. Sülfürik asit, asit içindeki oksijenin varlığı nedeniyle PEEK'nin kimyasal özelliklerini değiştirirken, piranha asit benzen halkasını kırmaktadır [182].

Hallmann ve diğerleri [172] PEEK yüzeyinin piranha solüsyonu ile pürüzlendirdikleri çalışmalarında, PEEK yüzeyine piranha solüsyonunun uygulanmasının sadece yüzeyin pürüzlülüğünü değil, aynı zamanda fonksiyonel grup sayısını da arttıracağını vurgulamışlardır. PEEK yüzeyine sülfürik asit uygulandığında sülfürik asit sadece karbonil ve eter gruplarına saldırmaktadır. Piranha solüsyonu uygulandığında ise, hidrojen peroksitin sülfürik asit ile reaksiyonu sırasında salınan atomik oksijen, benzen halkası ile reaksiyona girmektedir. Bu durumun PEEK polimerinin oksidasyonuna, yüzey polaritesinin artmasına ve aromatik halkanın açılmasına sebep olacağı; böylece adezivle reaksiyona girebilen daha fazla fonksiyonel grubun açığa çıkacağı vurgulanmaktadır. Aynı zamanda Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi ile birlikte piranha solüsyonu uygulamasının yapılmasının sinerjistik bir etki sağlayacağını ve rezin materyalleri ile PEEK materyali arasındaki bağlanma dayanımını olumlu yönde etkileyeceğini ifade etmişlerdir.

Stawarczyk ve diğerleri [181], PEEK yüzeyini sülfürik asit ve piranha solüsyonu ile pürüzlendirdikleri çalışmalarında, sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş PEEK yüzeylerinin piranha solüsyonu ile pürüzlendirilmiş PEEK yüzeylerinden daha yüksek serbest yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğü değerlerine sahip olduğunu tespit etmişlerdir. Kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımı açısından sülfürik asit ve piranha solüsyonu arasında elde edilen sonuçlarda anlamlı bir fark bulunamadığını vurgulamışlardır.

Silthampitag ve diğerleri [169], PEEK yüzeyini sülfürik asit ve piranha solüsyonu ile pürüzlendirdikleri çalışmalarında, sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş PEEK yüzeylerinin piranha solüsyonu ile pürüzlendirilmiş PEEK yüzeylerinden daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerine sahip olduğunu tespit etmişlerdir. Sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş PEEK test örneklerinin piranha solüsyonu ile pürüzlendirilmiş olanlara göre kompozit rezin ile daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

2.6.4. Plazma ile pürüzlendirme

Maddenin dördüncü hali olarak kabul edilen plazma, oldukça uyarılmış atomik, moleküler, iyonik ve radikal gruplardan oluşmaktadır. Termal dengedeki katı bir madde, genellikle sabit basınçta sıcaklığının arttırılması ile sıvı hale geçmekte, sıcaklık artırılmaya devam edilmesiyle gaz haline geçmektedir. Yeterince yüksek bir sıcaklıkta gaz içindeki moleküller, rastgele doğrultularda serbestçe hareket eden gaz atomlarını oluşturmak için ayrışmaktadır. Eğer sıcaklık daha fazla arttırılırsa gaz atomlarından bir ya da birkaç elektron kopmakta ve serbest hareket eden yüklü parçacıklara (pozitif iyonlar ve elektronlar) ayrışarak plazmayı oluşturmaktadır [183].

Plazmalar üretim yöntemlerine göre sınıflandırılabildikleri gibi, plazması elde edilen gazın basıncına, parçacık yoğunluğuna, iyonlaşma derecelerine göre de sınıflandırılabilmektedir. Genel sınıflandırma, plazma içindeki parçacıkların sıcaklığına göre yapılmaktadır. Buna göre plazmalar; toplam termodinamik dengede olan plazmalar (TTD Plazmaları), lokal termodinamik dengede olan plazmalar (LTD Plazmaları) ve lokal termodinamik dengede olmayan plazmalar (Non-LTD Plazmalar) olarak üç gruba ayrılmaktadır. Plazma içinde farklı elektrik yüklü ve kütleli parçacıkların bir karışımı vardır. Plazma içindeki her tür, farklı sıcaklık terimleri ile ifade edilir. Eğer plazma içindeki her türün sıcaklığı eşit ise, bu plazma, toplam termodinamik dengede olan plazmalar “TTD Plazma” olarak isimlendirilir. Bu tip plazmalar yalnızca güneşte ve yıldızlarda meydana gelmektedir [184].

Düşük basınç altında, elektron ve ağır parçacıkların çarpışma sıklığı, termal denge oluşturmada yetersiz olmaktadır. Uyarılmış elektronlar yüksek sıcaklıklarını korurken plazma sıcaklığı düşük seviyede kalmaktadır. Bu durumda termodinamik denge lokal olarak sağlanamaz. Ortaya çıkan plazma lokal olmayan termodinamik denge plazması olur. Plazmanın sıcaklığı göreceli olarak düşük olduğundan “soğuk plazma” ya da “termal olmayan plazma” olarak da adlandırılır [185]. Eğer soğuk plazmalar atmosferik basınçta oluşturulursa hem uygulama basitleşecek hem de verimlilik artacaktır. Bundan dolayı termal olmayan atmosferik plazmalar sadece endüstriyel alanda değil aynı zamanda biomedikal alanda da ilgi çekmektedir [186].

Basınç arttıkça elektron ve ağır parçacıklar arasındaki çarpışma sıklığı artmaktadır. Etkili bir enerji değişimi meydana gelmektedir. Bu durumda termodinamik denge lokal olarak

sağlanabilmekte ve plazma sıcaklığı elektron sıcaklığına ulaşmaktadır. Bu plazma ise, lokal termodinamik denge plazması (LTE plazma) veya kısaca “termal plazma” yada “sıcak plazma” olarak adlandırılmaktadır [187].

Tipik olarak gazlar radyo frekans, mikrodalga veya sıcak bir filaman deşarjından gelen elektronlar tarafından uyarılmış durumlara getirildiğinde elde edilmektedir. Plazma yüzey işlemi ile yüzey enerjisinin modifikasyonu materyallerin adezyon gücünü, yüzey ve kaplama özelliklerini ve biyouyumluluk düzeylerini arttırabilmektedir [188].

Polimer malzemelerin yüzey modifikasyonunda yaygın olarak kullanılan plazma türleri azot, oksijen, argon ve hidrojendir. Tipik olarak plazma yüzey işlemi; yüzey temizliğini, mikroasitlemeyi, yüzey aktivasyonunu ve aşındırmayı kapsamaktadır. Düşük sıcaklıklı plazma; serbest yüzey enerjisini, materyalin ıslanabilirliğini ve PEEK yüzeylerinde fonksiyonel grupların oluşumunu arttırmaktadır. Sonuç olarak, düşük sıcaklıkta plazma işlemi, polar olmayan bir yüzeyi polar bir yüzeye dönüştürebilmektedir. Materyalin yapıştırıcı ajan ile etkileşimini arttıran yoğun bir çapraz bağ tabakasının üretilmesini sağlayabilmektedir. Böylece bağlanma dayanımını da olumlu yönde etkilemektedir [16, 147, 189]. Ek olarak, plazma deşarjına maruz kalma kimyasal bağları (C – C, C – H) kırmak için yeterli bir yoldur. Yüzeyde veya yakınında serbest radikaller bırakmaktadır. Bu serbest radikaller, diğer yüzey radikalleri ile veya rezin siman ile ilave bağlanma yerleri sağlamaktadır [190, 191].

Comyn ve diğerleri [192] PEEK yüzeyine uyguladıkları plazma yüzey işleminden sonra PEEK yüzeyinde çok sayıda hidroksil ve karboksilik asit grubu gözlemlemişlerdir. Oluşturulan karboksil grubunun, adeziv ile polimer arasında kovalent bağlar oluşturmak için metakrilat esaslı dental adeziv sistemlerinin epoksit grubuyla reaksiyona girmesinin söz konusu olabileceğini bildirmişlerdir.

PEEK yüzeyi ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımının değerlendirildiği bir başka çalışmada; argon plazma yüzey işleminin, hidroflorik asit ile pürüzlendirme ve Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemlerine göre PEEK ile rezin siman bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırdığını gözlemlemişlerdir [16]. Stawarczyk ve diğerlerinin [193] yaptıkları bir diğer in vitro çalışmada ise, aksine helyum plazma yüzey işleminin PEEK ve kendinden

adezivli rezin siman (self adeziv rezin siman) arasında bağlanma dayanımını geliştirmediği rapor edilmiştir.

Labriaga ve diğerleri [164] PEKK ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına plazma yüzey işleminin etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, termal olmayan plazma yüzey işleminin PEKK ile rezin siman bağlanma dayanımını önemli ölçüde geliştirdiğini bildirmişlerdir. Al_2O_3 ile yapılan kumlama yüzey işleminden sonra plazma yüzey işleminin uygulanmasının ise, bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırdığını ifade etmişlerdir.

Stawarczyk ve diğerleri [23], plazma ile PEKK yüzeylerinin pürüzlendirilmesinin ancak adezivler ile birlikte uygulandığında kompozit rezinler ile PEKK'nin bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

2.6.5. Lazer ile pürüzlendirme

Lazerin (Light Amplification by Stimulated Emission of Radition) temeli 1900'lü yıllarda Einstein'in geliştirdiği lazer ışığının elde ediliş teorisini açıklayan fiziksel prensibe dayanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanımı 1960'larda yakut (ruby) lazerin kullanımı ile başlamıştır. Lazer; görülebilir bölge, kızılötesi ve ultraviyole bölgedeki kromatik radyasyonu çeşitli frekanslardaki ışığa dönüştürebilmektedir. Lazer teknolojisinin temel ilkesi uyarılmış fotonların yayılması esasına dayanmaktadır [194, 195].

Düşük yüzey serbest enerjili polimerlerde adezyonu arttırmak amacıyla kimyasal olarak reaktif yüzey fonksiyonel gruplarının dahil edilmesi avantajlı olmaktadır. Geçmişte lazer yüzey işlemi, birçok düşük enerjili polimerin yüzeylerini işlevselleştirmek ve böylece çoklu uygulamalarda kullanılabilirliklerini arttırmak için uygulanmıştır. Lazer yüzey işlemleri; yüksek çözünürlükleri, yüksek çalışma hızları, düşük maliyetleri ve materyalin genel özelliklerini değiştirmemeleri sebebiyle PEEK'nin yüzey özelliklerini değiştirmek için de bir alternatif oluşturmaktadır [196]. Excimer, Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet (Nd:YAG) ve diyot lazerler gibi çeşitli lazer türleri bulunmaktadır [197].

Çağlar ve diğerleri [19] PEEK yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları ve rezin siman ile bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında; lazer ile pürüzlendirilen PEEK yüzeyinin yüzey pürüzlülük değerinin yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyine

göre daha yüksek olduğunu; fakat Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet (Er:YAG) lazer ile PEEK yüzeyini pürüzlendirmenin rezin siman ile bağlanma dayanımı üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığını vurgulamışlardır. Artmış yüzey pürüzlülüğüne rağmen bağlanma dayanımının düşük olmasının ise, lazer yüzey işlemi uygulanmış yüzeylerin derin fakat rezinin akmasına izin vermeyecek kadar dar pitlerden oluşan komplike bir yüzey olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Ateş ve diğerleri [173] Al_2O_3 ile kumlama, silika kaplama veya bunların Er:YAG lazer sistemi ile kombine kullanımının PEEK ve rezin arasında dayanıklı bir bağ oluşumunu sağlayacağını ancak sadece Er:YAG lazer yüzey işleminin rezin ile PEEK arasındaki bağlanma dayanımı üzerinde olumlu bir etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir.

Çulhaoğlu ve diğerleri [198] PEEK yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri [silika kaplama, Al_2O_3 ile kumlama, aseton uygulama, sülfürik asit uygulama, pulsed ytterbium (Yb:PL) lazer] uyguladıkları çalışmalarında, en yüksek PEEK yüzey pürüzlülük değerine lazer ile yüzey işlemi yapılmış grupta ulaştıklarını bildirmişlerdir. Kompozit rezin ile en yüksek bağlanma dayanımını ise, sülfürik asit yüzey işlemi uygulanan grupta gözlemlemişlerdir. Lazer yüzey işlemi uygulanan PEEK test örneklerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımının, Al_2O_3 ile kumlama, silika kaplama, aseton uygulama yüzey işlemi yapılan PEEK örneklerine göre daha yüksek değerlere sahip olduğunu ortaya koymuşlardır.

Tsuka ve diğerleri [199] PEEK yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları ve rezin siman ile PEEK arasındaki bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, Neodymium-Doped Yttrium Orthovanadate ($Nd:YVO_4$) lazer ile pürüzlendirilen PEEK yüzeyinin pürüzlülük değerlerinin, Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi yapılmış PEEK yüzeylerine ve yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeylerine göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Rezin siman ile PEEK arasındaki bağlanma dayanımının da yine lazer ile pürüzlendirilen PEEK test örneklerinde en yüksek değerlere sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli teknikler kullanılabilmektedir. Dental materyallerde yüzey pürüzlülüğü üzerine yapılan araştırmalar ışık mikroskobu ve SEM gibi nitel yöntemlerle gerçekleştirilebildiği gibi, yüzey profili analizi (profilometre) gibi nicel yöntemlerle de yapılabilmektedir[200, 201].

Profilometre cihazlarının mekanik ve optik olmak üzere iki çeşidi bulunmaktadır [202]. Mekanik profilometre cihazları, pürüzlülüğü ölçülen obje ile yüzey teması gerektirmektedir. Bir yüzey boyunca aşağı yukarı hareket eden elmas uçtan oluşmakta ve iki boyutlu ölçüm yapmaktadır. Sensor X ekseni boyunca hareket ederken, dikey Z eksendeki yükseklik farkları makinenin okuma sistemi tarafından referans olarak alınmaktadır. Bu nedenle pürüzlülüğü ölçülen yüzeyin zemine paralelliği önem taşımaktadır [202, 203].

Optik profilometre ise; optik prensipler ile çalışan, test edilen yüzey ile mekanik temas olmadan üç boyutlu ve yüksek çözünürlükte ölçüm sonuçları sunan bir cihazdır. Yüzeye yansıyan ışık sayesinde yüzey dokusunun değerlendirilmesini sağlanmaktadır [202, 204, 205].

Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre kullanılmaktadır. En yaygın kullanılan belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin (yükseklik ve derinliklerin) mutlak toplamlarının aritmetik ortalamasını ifade eden “Ra” değeridir [206, 207].

Mikroskop bir objenin hassas detayları ile ilgili bilgi sağlamak için kullanılan araçtır. Görüntüleri elektromanyetik tayfın görünür kısmından oluşan ışık ile elde eden mikroskoplar ışık mikroskobu olarak adlandırılmaktadır. Mikroskopların çoğu, yüksek çözünürlükte çalışmak üzere tasarlanmıştır. Ancak bunun bir sonucu olarak, nesnenin tüm boyutunun odakta olduğu; fakat son derece sığ bir alan derinliğine sahip görüntüler elde edilmektedir. Stereomikroskoplar ise, artan alan derinliğini sağlamak için nihai çözünürlüğü feda ederek farklı bir yaklaşım benimsemektedir. Stereomikroskoplar ile katı objeler, yansıyan ışıkla incelenebildiği gibi iletilen ışıkla da incelenebilmektedir. Her bir göz için birer tane olmak üzere, üç boyutlu bir etki yaratmak için biraz farklı yönlere kaydırılmış iki mikroskop olarak tasarlanmıştır. Bu bağlamda stereomikroskoplar, diğer mikroskoplardan farklı olarak daha çok gözümüze benzemektedir [208]. Pek çok çalışmada materyallerin yüzeyinin incelenmesi ve kırık tiplerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır [21, 22, 209].

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), test örneğinin yüzeyini tarayan odaklanmış elektron demetini kullanarak yüzey topografisinin yüksek kaliteli görüntüsünü üretir.

Yüksek çözünürlük ve geniş bir odak derinliği ile birlikte çok yüksek bir büyütme (magnifikasyon) sağlar. Bu sebeple yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, SEM analizi ile birleştirildiğinde klinik performans ile ilgili daha geçerli tahminler yapılabilmektedir [210]. Taranacak örnekler belirli bir protokole göre hazırlanmakta, inceleme öncesi altın gibi bir metal kullanılarak kaplanmaktadır [211, 212].

2.7. PAEK Materyallerine Adeziv Ajanların Uygulanması

ISO (Uluslararası Standardizasyon Örgütü) 10477'ye [213] göre, 5 MPa rezin esaslı malzemeler ile substrat arasında kabul edilebilir minimum bağlanma gücüdür [213]. Bununla birlikte, ilk veriler sadece rezin esaslı malzemeler ile bağın erken değerlerini vermekte ancak termal döngü veya uzun süreli depolama ile yaşlandırma sonrasında elde edilen bağlanma dayanımı verileri, oral koşullarda uzun süreli bağlanma dayanımının sağlanıp sağlanamayacağına dair tahmine izin verebilmektedir [18, 214]. Bu bağlamda, 10 MPa'nın üzerindeki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin kabul edilebilir olduğu ifade edilmiştir [173, 215].

Rezin içerikli kaplama materyallerinin (kompozit rezin) PEEK yüzeyine stabil ve uzun süreli bağlanmasında tek başına PEEK yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin etkin rol oynamadığı rapor edilmiştir [18].

Yapılan araştırmalar, yüksek performanslı polimer ve rezin esaslı materyaller (kompozit rezin, rezin siman) arasında uygun ve dayanıklı bir bağlanma oluşturmak için yüksek performanslı polimer (PEEK, PEKK) dental protezlerinin mekanik ve/veya kimyasal bir yüzey işlemi ile pürüzlendirilmesi ve bununla birlikte bir adeziv ajanın da yüzeye uygulanması gerekliliğini ortaya koymuştur [163, 193, 216].

Yapılan çalışmalar self-adeziv rezin siman uygulanmasından önce, kumlama veya asit ile pürüzlendirme uygulanmamış PEEK yüzeyine bile adeziv (Visio.link, PEEK bond, Ambarino P60) uygulanmasının termal yaşlandırmadan sonra da rezin siman ile bağlanmasını sürdürebileceğini göstermektedir [193]. Self-adeziv rezin simanlar ile kombinasyon halinde metil metakrilat (MMA) içerikli adezivlerin (Visio.link, Signum PEEK bond) kullanımı ile yeterli başlangıç bağlanma değerleri elde edilebilmektedir.

Bununla birlikte asidik esterler içeren adezivlerin (Ambarino P60) PEEK ile rezin siman arasındaki bağlantıyı sağlayamadığı bildirilmiştir [193].

Stawarczyk ve diğerleri [217] PEEK ile kompozit rezin kaplama materyalinin bağlanma dayanımları ile ilgili yapmış oldukları bir çalışmada; Al_2O_3 ile kumladıkları PEEK test örneklerine bazı adezivler uygulamışlardır. Adeziv uygulanmayan, 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (10-MDP) içerikli adeziv (Z-Prime Plus) uygulanan ve asidik ester içerikli adeziv (Ambarino P60) uygulanan PEEK test örneklerinden oluşan gruplarda bağlanma gözlenmezken, 10-MDP ve silan içerikli adeziv (Monobond Plus) uygulanan PEEK test örneklerinin kompozit rezin ile bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. PEEK ile test edilen tüm kompozit rezinler arasındaki termal döngüden önce ve sonra en yüksek bağlanma dayanımı MMA içerikli (Visio.link ve Signum PEEK Bond) adezivler uygulanan PEEK örneklerinde gözlemlenmiştir. Kern ve diğerleri [180] de Al_2O_3 ile kumlanmış PEEK yüzeylerine MMA içerikli adeziv ajanların (Luxatemp Glaze & Bond) uygulanmasının kompozit rezinler ile olan bağlanma dayanımını olumlu yönde etkilediğini ve klinik kullanıma uygun olduğunu rapor etmişlerdir.

Keul ve diğerleri [14] de benzer çalışmalarında pentaeritritol triakrilat (PETIA), MMA ve ilave dimetakrilatlar içeren adezivin (Visio.link) en yüksek bağlanma potansiyelini gösterdiğini ifade etmişlerdir. Bu durumun PETIA'nın PEEK yüzeyini çözmesi, MMA monomerlerinin çözünmüş yüzeyi şişirmesi ve böylece dimetakrilat monomerlerinin iki metil grubu ile kompozit rezine bağlanma sağlamasından ileri geldiğini vurgulamışlardır. 10-MDP içeren adezivin (Clearfil Ceramic Primer) ise çok düşük bir bağlanma dayanımı sağladığı rapor edilmiştir. Bu durumu, bifonksiyonel MDP monomerinin bir fonksiyonel grubunun, PEEK veya kompozit rezin ile kimyasal olarak reaksiyona giremeyen bir fosfat grubu tarafından işgal edilmesiyle açıklamışlardır.

Aynı zamanda Hallmann ve diğerleri [172] adezivin çözücüsünün de polimerlerin çapraz bağlanmasında önemli bir faktör olduğunu; alt tabakada başlayacak olan polimerizasyon için adezivin plastiğe nüfuz etmesine yardımcı olacağını ifade etmişlerdir. Bununla birlikte 10-MDP içeren adezivin (Clearfil Ceramic Primer), aşındırılmış PEEK yüzeyinde daha derine nüfuz edebilen çözücü olarak etanole sahip olmasına rağmen adezivin aşındırılmış

PEEK yüzeyi içinde kaybolması, ilave olarak rezin siman ile adeziv arasında herhangi bir reaksiyonun gerçekleşememesi sonucunda olumsuz bir etkiye sebep olduğu belirtilmiştir.

Fuhrmann ve diğerleri [163] PEKK ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında; MMA içerikli adeziv ajanların (Luxatemp Glaze and bond) uygulanmasının PEEK için olduğu gibi PEKK için de rezin siman bağlanmasında güçlü ve dayanıklı bir bağ elde etmek için ön koşul olduğunu bildirmişlerdir. Multifonksiyonel metakrilatlar, adezivin PEKK yüzeyine infiltre olmasını kolaylaştırmakta, bu durum dayanıklı mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlanmayı sağlamaktadır.

Stawarczyk ve diğerleri [23] yapmış oldukları çalışmada PEKK yüzeyinin kompozit rezin ile bağlanmasında MMA, dimetakrilat ve PETIA içerikli adeziv ajan (Visio.link) uygulanan yüzeylerin; MMA, difenil fosfin oksit içerikli adeziv ajan (Pekk Bond) uygulanan yüzeylere göre daha iyi bağlanma dayanımı gösterdiğini ifade etmişlerdir. Benzer içeriklere sahip adeziv ajanlar arasındaki bu farkın Visio.link içerisindeki PETIA'dan kaynaklandığı, PETIA'nın bir çözücü olarak PAEK materyalleri üzerinde çok etkili olduğunu savunmuşlardır. Adeziv ajanlar uygulanmadan sadece plazma yüzey işlemi yapılmış PEKK yüzeylerinin ise, en düşük bağlanma dayanımı değerlerini gösterdiğini belirtmişlerdir.

Fokas ve diğerleri [21] yapmış oldukları çalışmada; PEKK yüzeyine adeziv (Visio.link) uygulanmadan önce silan içerikli primerin (Monobond-S) uygulanmasının kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını olumlu yönde etkilediğini rapor etmişlerdir. Kompozit rezinlerin PEKK ile bağlanması sırasında adeziv ajanın (Visio.link) içerisindeki akrilat gruplarının silan primeri ile reaksiyona girdiğini ve bu durumun PEKK ve kompozit rezin arasında hidrolitik olarak daha stabil bir bağlanma ile sonuçlanmasını sağladığını vurgulamışlardır.

Yapılan pek çok çalışma, MMA içerikli adezivlerin uygulanmasının, PEEK'in kompozit rezinlere veya rezin simanlara bağlanma dayanımında daha yüksek değerlere ulaşılabilmesini sağladığını bildirse de [14, 180, 217] Lee ve diğerleri [12], PEKK ve kompozit rezinlerin bağlanma dayanımında, PEKK yüzeyine MMA içerikli (Luxatemp Glaze and Bond, Visio.link) veya MDP içerikli (All-Bond Universal, Single Bond Universal) adeziv ajanların uygulanması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulunmadığını rapor etmişlerdir. Aynı zamanda her ikisi de MDP içerikli adezivler olmalarına rağmen; Single Bond Universal (3M ESPE) adezivi uygulanan PEKK yüzeylerinin, All-Bond Universal (BISCO) adezivi uygulanan PEKK yüzeylerine göre kompozit rezinler ile daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine ulaştığını bildirmişlerdir. Benzer içerikli iki adeziv ajan arasındaki bu farkın Single Bond Universal adezivi içerisinde ayrıca bulunan silan kaynaklı olduğunu vurgulamışlardır. Silanın, çeşitli organik ve inorganik materyaller ile kimyasal reaksiyona giren iki farklı reaktif fonksiyonel gruba sahip bir adeziv destekleyici olduğunu ve farklı materyallerin birleştirilmesinde kullanıldığını ifade etmişlerdir. Hidrolize edilebilir fonksiyonel grupların, bir siloksan bağı (Si-O-Si) üreten inorganik substratların hidroksil grupları ile reaksiyona girebildiğini, C-C çift bağına sahip hidrolize edilemeyen organik fonksiyonel grubun ise, kompozit rezinin monomerleri ile polimerize olabileceğini belirtmişlerdir. Yüzey işlemine maruz kalan PEKK materyalinde de bu reaksiyonu gerçekleştirecek bir miktar hidroksil grubunun oluştuğunu bildirmişlerdir.

2.8. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Bazı Yaşlandırma Yöntemleri

Günlük yeme, içme ve nefes alma rutini nedeniyle intraoral stres değişiklikleri meydana gelmektedir [218-220]. Dental materyaller de bu oral fonksiyonlar sırasında mekanik, termal ve kimyasal streslere maruz kalmaktadır. Ağız ortamında meydana gelen bu streslere karşın dental materyallerin bağlanma dayanımı, klinik kullanım potansiyeli ve uzun süreli kullanım açısından önem taşımaktadır [217, 221].

Suda bekletme ile yaşlandırma, termal döngü ile yaşlandırma, çiğneme simülatörü ile yaşlandırma dental materyallerin uzun süreli bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleridir [180, 222, 223]. Su dışında sodyum klorid, yapay veya fizyolojik tükürük gibi ortamlarda da dental materyallerin bekletilmesi ile yapay yaşlandırma mümkündür [203].

2.8.1. Suda bekletme ile yaşlandırma

Test örneklerinin belirli bir süre 37°C suda bekletilmesi ile uygulanmaktadır. Suda bekletme ile yaşlandırma süreci birçok farklı sürelerde uygulanabilmektedir. 24 saat

uygulanabildiği gibi 60 gün, 180 gün gibi aylar süren uygulamalar da yapılabilmektedir [181, 203].

2.8.2. Termal döngü ile yaşlandırma

Termal döngü (termosiklus) ile yaşlandırma dental materyallerin test edilmesinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Ağız ortamındaki değişiklikleri taklit etmek amacıyla 5°C - 55°C arasında, belirli bir daldırma süresince (20 sn, 30 sn, 1 dk, 2 dk) örneklerin yaşlandırma prosedürüne tabi tutulmasıdır [14, 18, 22, 180, 193]. Böylece tüm test örneklerine standart ve tekrarlanabilir stres sağlamaktadır. Test örneklerinin termal döngüye maruz bırakılması, bağlanma dayanımı test edilen materyaller arasına suyun difüzyonunu kolaylaştırmaktadır. Sıcaklığın değiştirilmesi ise, iki materyal arasındaki termal genleşme katsayısı farkı nedeni ile oluşan stresleri ortaya çıkarmaktadır [217, 221].

ISO 11405'e [224] göre sıcaklık 5-55°C, siklus sayısı 500, daldırma süresi en az 20 sn, transfer süresi ise 5-10 sn arasında olacak şekilde standardize edilmiştir. Bununla birlikte araştırmacılar tarafından farklı protokollerde belirlenmektedir [225-229].

2.8.3. Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma

Çiğneme simülatörleri (Chewing simulators) dental materyalleri in vivo koşullara en yakın koşullar altında test etmeyi amaçlayan cihazlar olarak geliştirilmektedir. Laboratuvar ortamında oral kavitedeki restorasyonların karşı karşıya kaldığı okluzal mekanik yükleri ve sıcaklık değişimlerini taklit eden bu cihazlar ile dental materyallerin termomekanik olarak yaşlandırılması mümkün olmaktadır [230, 231]. Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma sonrası dental materyallerin bağlanma dayanımlarını değerlendiren pek çok çalışma bulunmaktadır [223, 232, 233].

2.9. Bazı Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri

Makaslama (shear) ve çekme (tensile) bağlanma dayanımı testleri dental materyallerin birbirlerine bağlanma kalitesini değerlendirmek için kullanılan en kabul gören yöntemlerdir [18, 234].

2.9.1. Makaslama bağlanma dayanımı testi

Makaslama testi iki farklı materyalden oluşan örneklerin arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar belli bir hızla makaslama kuvvetinin bağlantı ara yüzüne paralel olacak şekilde uygulandığı in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi (pound/inch^2, kg/cm^2 veya N/mm^2) ile hesaplanarak MPa'ya dönüştürülmektedir [Makaslama bağlanma dayanımı (MPa) = Yük (N) / Alan (mm^2), Alan = (πxr^2) mm^2, r = bağlanma yüzeyinin yarıçapı.] [164, 235].

Uygulanan kuvvetin hızı ISO 11405 (2003) [224] dokümanlarında 0,75±0,30 mm/dk olarak belirtilmiştir. Genellikle çalışmalarda uygulama hızı 0,5-1 mm/dk olarak tercih edilmektedir [236-238]. Bu test pek çok çalışmada kullanıldığı için verilerin kıyaslanmasında kolaylık sağlamaktadır [12, 18, 22, 164].

2.9.2. Çekme bağlanma dayanımı testi

İki materyal arasındaki bağlanmayı kesmek için gerekli gerilimi ölçen mekanik test olarak tanımlanmaktadır. Çekme testi için, kuvvet iki materyalin bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde uygulanmaktadır. Çekme bağlanma dayanım değeri, bağlantının kırıldığı andaki kuvvetin, bağlanma yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir [21, 23]. Uygulanan kuvvetin hızı, ISO 11405 (2003) [224] dokümanlarında 0,75±0,30 mm/dk olarak belirtilmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; PEKK yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin (kumlama, asitleme, kumlama+asitleme) lityum disilikat cam seramik materyali ile PEKK arasındaki bağlanma dayanımı üzerine olan etkileri, termal döngü ile (klinik süreç simüle edilerek) yaşlandırma uygulanarak değerlendirilmiştir.

Çalışmanın iş akışı

1. PEKK ve lityum disilkat cam seramik test örneklerinin hazırlanması
2. PEKK test örneklerinin polietilen kalıplar içindeki akriliğe gömülmesi ve polisaj işlemlerinin yapılması
3. PEKK test örneklerinin ilk yüzey pürüzlülüğü ölçümü
4. PEKK test örneklerine uygulanan üç farklı yüzey işlemi
5. Profilometre cihazı ile PEKK test örneklerinin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi
6. SEM analizi
7. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin PEKK test örnekleri ile adezyonu
8. Test örneklerinin termal döngü cihazı ile yapay yaşlandırma işlemine tabi tutulması
9. Test örneklerinin makaslama bağlanma dayanımı ölçümlerinin yapılması
10. Işık mikroskobu ve SEM ile test örneklerinin kırık yüzeylerinin incelenmesi
11. İstatistiksel analizlerin yapılması

şeklinde gerçekleştirildi

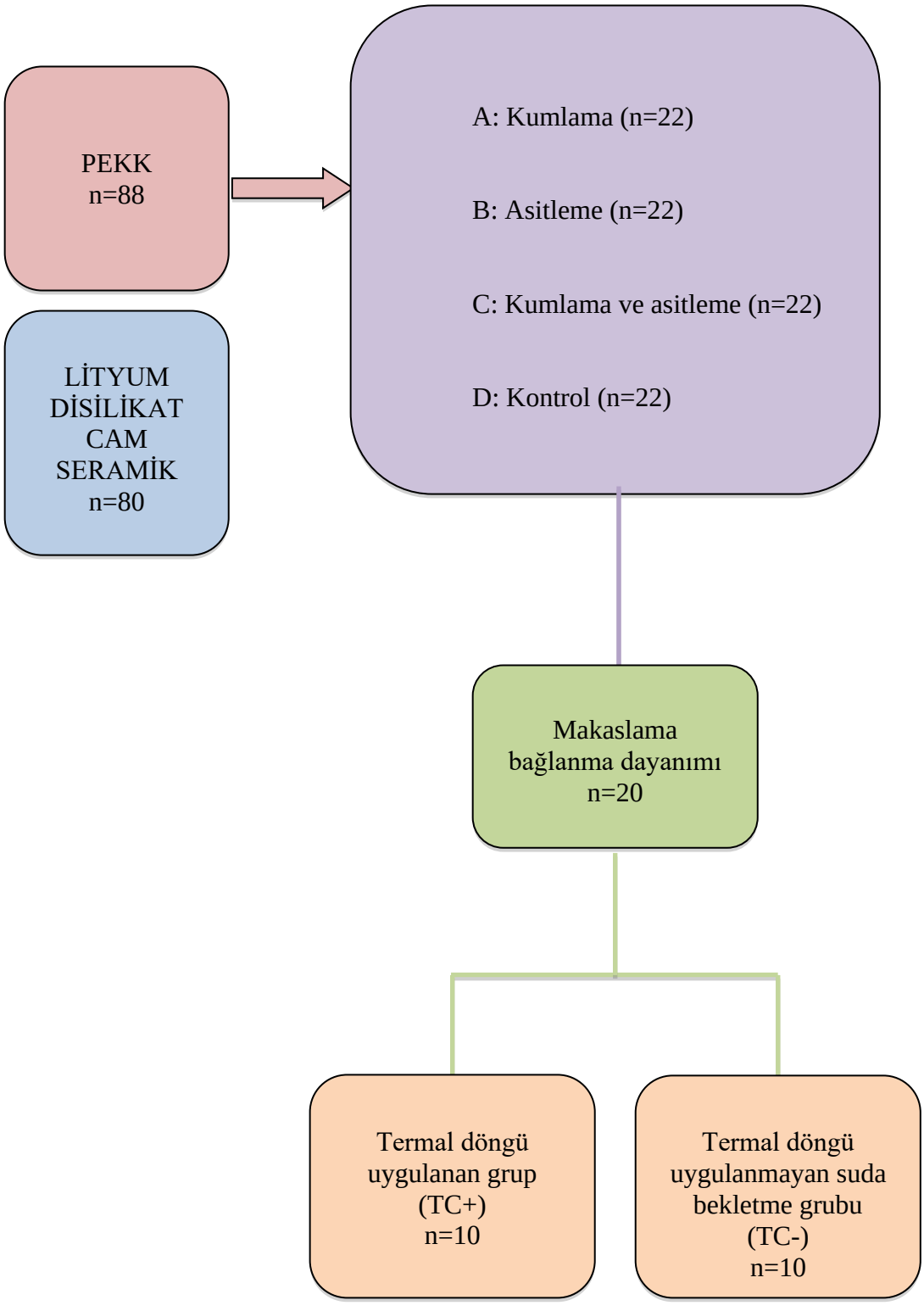
Bu çalışmada kullanılan test materyalleri ve özellikleri Çizelge 3.1'de, test cihazları ise, Çizelge 3.2'de verilmiştir. Çalışma için oluşturulan test grupları şematik olarak Şekil 3.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan test materyalleri ve özellikleri

Materyal	Materyal adı	Materyal içeriği	Lot No	Üretici firma
PEKK	Pekkton® ivory frezelenebilir disk	Polieterketonketon, titanyum dioksit	211145	Cendres+Metaux, Biel/Bienne, İsviçre
Yüzey pürüzlendirme	Piranha solüsyonu	%98 Sülfürik asit: %30 Hidrojen peroksit=10:3	7000899914	Albar Kimya, Kocaeli, Türkiye
Yüzey pürüzlendirme	Alüminyum oksit	110 μm'lik alüminyum oksit (%99,6 Al_2O_3)	1201204	Dentona dento-blast Dortmund, Almanya
Adeziv ajan	Pekk Bond	Metilmetakrilat, difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit, aktivatörler, stabilizatörler	2019011494	Anaxdent; Stuttgart, Almanya
Lityum disilikat cam seramik (CAD/CAM blok)	IPS e.max CAD, HT A2 C14	SiO_2 %57-80, Li_2O %11-19, K_2O %0-13, P_2O_5 %0-11, ZrO_2 %0-8, ZnO %0-8, diğerleri ve renklendirici oksitler %0-12	Y18855	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
Seramik pürüzlendirme materyali	Ultradent Porcelain Etch	%9'luk hidroflorik asit	BJ7V1	Ultradent Products Inc, ABD
Seramik primer	G-Multi PRIMER	Etanol, Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (MDP), Metakriloiloksidesil dihidrojen tiyofosfat (MDTP), γ-Metakriloksipropil trimetoksisilan (Silan) Metakrilat monomer	1911081	GC Corporation, Tokyo, Japonya
Rezin siman	G-CEM LinkForce, (A2)	A patı: Bisfenol A glisidil metakrilat (bis-GMA), üretandimetakrilat, baryum cam, başlatıcı, pigmentler B parı: 2,2-Bis(4-metakriloksipolietoksifenil) propan (bis-MEPP), üretandimetakrilat, dimetakrilat, baryum cam, başlatıcı	1911011	GC Corporation, Tokyo, Japonya
Otopolimerizan akrilik rezin	İntegra Ortodonti Akriliği	% 95 Metilmetakrilat (MMA), % 5 Etilenglikol dimetilakrilat (EDMA)	190921	Birleşik Grup Dental Diş ve Dişçilik Malzemeleri, Ankara, Türkiye

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Üretici firma
Hassas kesme cihazı	Mikrocut 201, Metkon, Bursa, Türkiye
Elmas Kesici Disk	IsoMet™ Diamond Wafering Blades 15LC, 11- 4255, 127x0,4 mm L114255-R3 Buehler, Lake Blaff, Illinois, ABD
Dijital Kumpas	Dijital Caliper, World Precision Instrument Inc., Florida, ABD
Porselen Fırını	Ivoclar Vivadent, Programat P300, Schaan, Liechtenstein
Zımparalama ve polisaj cihazı	Metkon Gripo® 2V Grinder-Polisher, Bursa, Türkiye
Ultrasonik makine	BioSonic UC1, Coltène/Whaledent Inc., Ohio, ABD
Kumlama cihazı	Basic Eco, Renfert GmbH, Almanya
Mikropipet	Thermo Scientific Finnpipette F1, Waltham, MA ABD
Profilometre cihazı	Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya
Işık cihazı	Valo, LED, Ultradent Products Inc, ABD
Polimerizasyon cihazı (Işık ünitesi)	Anaxdent Light Box, Anaxdent GmbH, Stuttgart, Almanya
Ağırlık aleti	Ostim, Ankara, Türkiye
Altın-palladyum Kaplama Ünitesi	Sputter Coater SC502, Polaron, VG Microtech, İngiltere
SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)	JEOL, JSM-6060LV, Scanning Electron Microscope, Tokyo, Japonya
Işık Mikroskobu	Leica MZ 12; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya
Universal test cihazı	Lloyd-LRX, Lloyd Insturements, Fareham, İngiltere
Etüv Cihazı	Kottermann Labortechnik, W. Almanya
Termal döngü cihazı	SD Mechatronik Thermocycler, Julabo GmbH, FT 200, Seelbach, Almanya



Şekil 3.1. Test gruplarının şematik görüntüsü

3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması

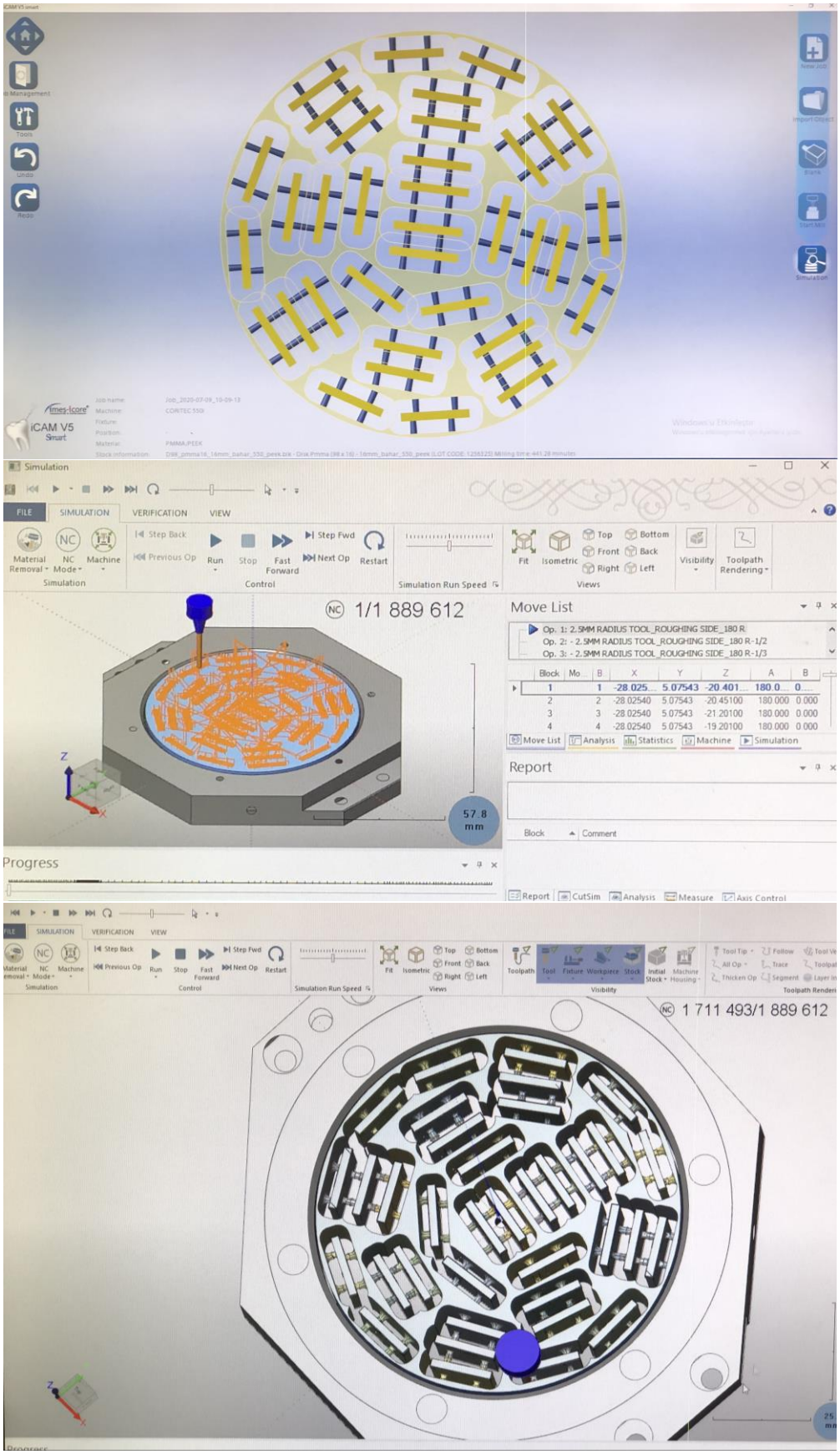
3.1.1. PEKK test örneklerinin hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan PEKK test örnekleri, [Pekkton® ivory (Cendres+Metaux, Biel/Bienne, İsviçre)] 98,5 mm çaplı, 16 mm kalınlıktaki disklerden (Resim 3.1) CAD/CAM yardımıyla 16x16x2 mm boyutunda toplam 88 adet hazırlanmıştır.



Resim 3.1. PEKK disk

CAD programı ile simülasyon düzenlenerek bir PEKK diskten 16x16x2 mm boyutunda kaç adet test örneği elde edileceği hesaplandı (Resim 3.2).



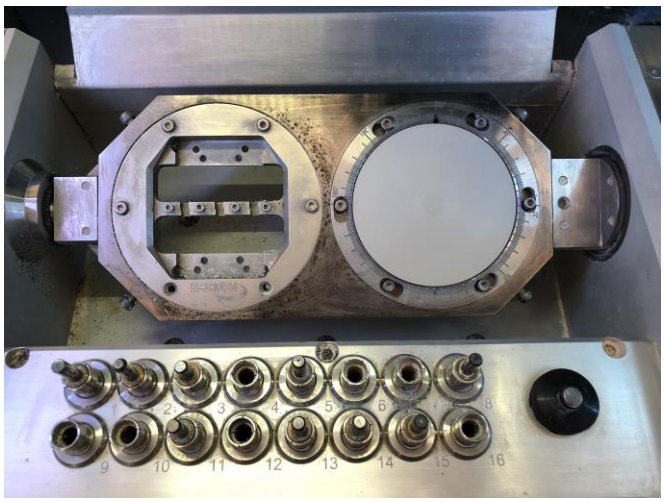
Resim 3.2. PEKK test örneklerinin CAD/CAM simülasyonu

Bu simülasyon ile her bir PEKK diskten 36 adet test örneği elde edileceği belirlendi. Test örneklerinin CAM cihazında (Resim 3.3) kazıma işlemi gerçekleştirildi.

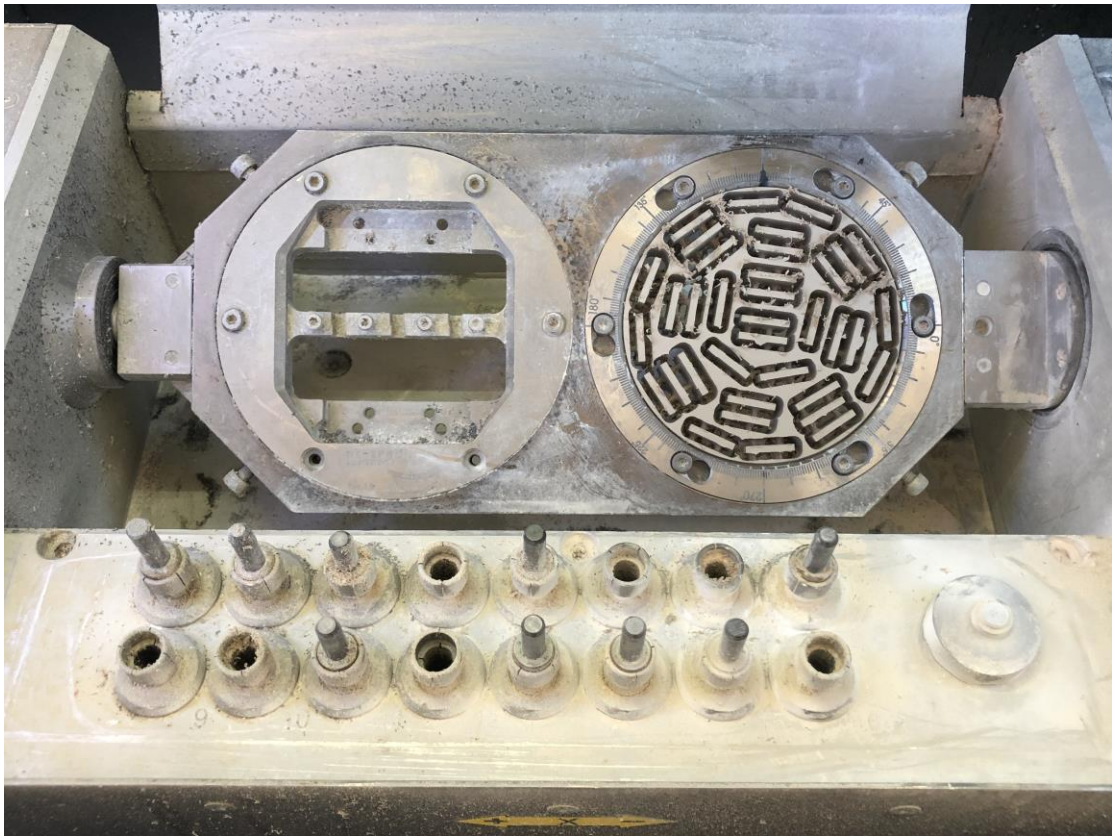


Resim 3.3. CAM cihazı

Kazıma işlemi öncesi CAD/CAM içindeki PEKK diski Resim 3.4'de ve kazıma işlemi sonrası CAD/CAM içindeki PEKK diski Resim 3.5'de gösterildi.

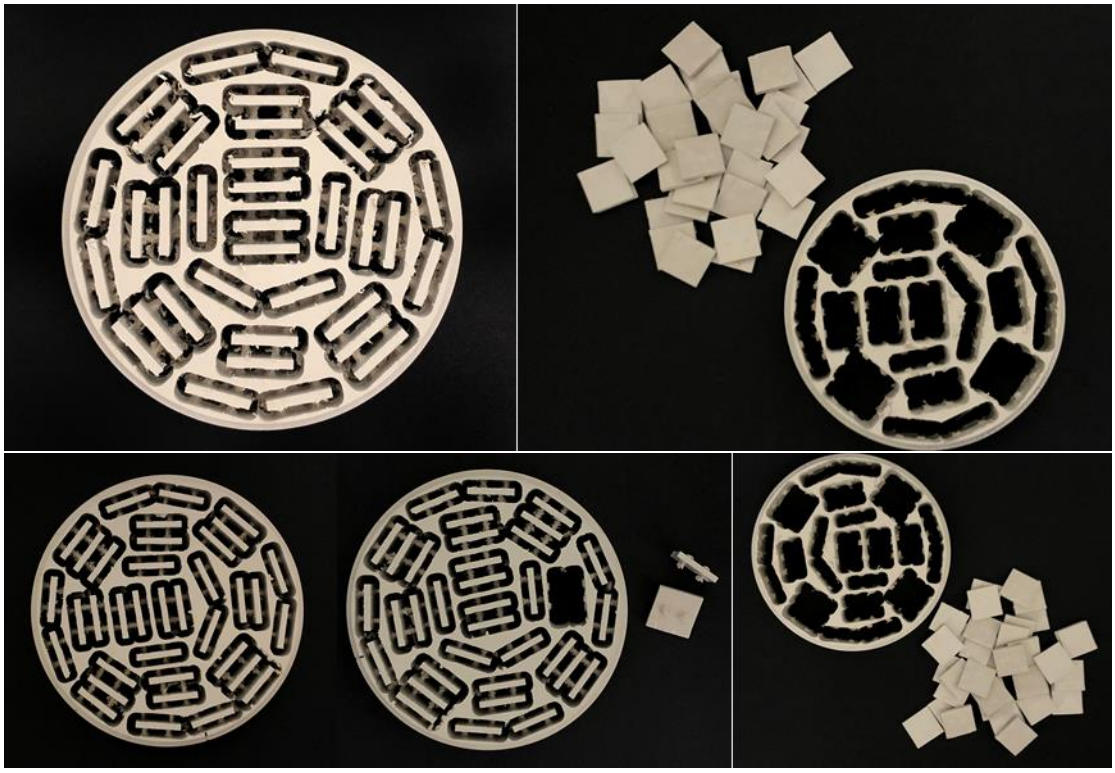


Resim 3.4. Kazıma işlemi öncesi CAD/CAM içinde PEKK diski

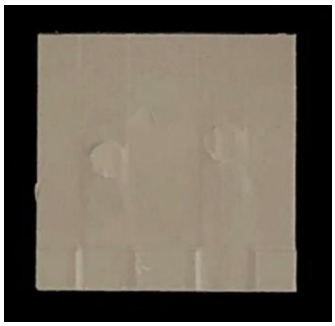


Resim 3.5. Kazıma işlemi sonrası CAD/CAM içinde PEKK diski

Kazıma işlemi sonrası test örnekleri tijlerinden ayrılarak PEKK disk içerisinden çıkarıldı (Resim 3.6). PEKK test örneğinin son hali Resim 3.7'de gösterildi.



Resim 3.6. Kazıma işlemi sonrası PEKK test örneklerinin tijlerinden ayrılmadan önceki ve sonraki görüntüleri



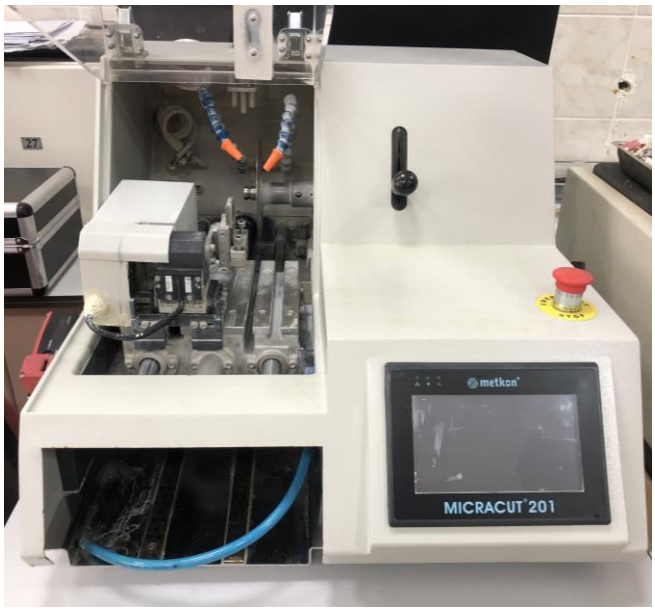
Resim 3.7. PEKK test örneği

3.1.2. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin hazırlanması

Seramik test örnekleri ise, IPS e.max CAD HT A2 C14 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lityum disilikat cam seramik bloklardan (Resim 3.8) hassas kesme cihazı (Micracut 201, Metkon, Bursa, Turkey) (Resim 3.9) ile elmas kesici disk (IsoMet^{TM} Diamond Wafering Blades) (Resim 3.10) kullanılarak hazırlandı.



Resim 3.8. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok

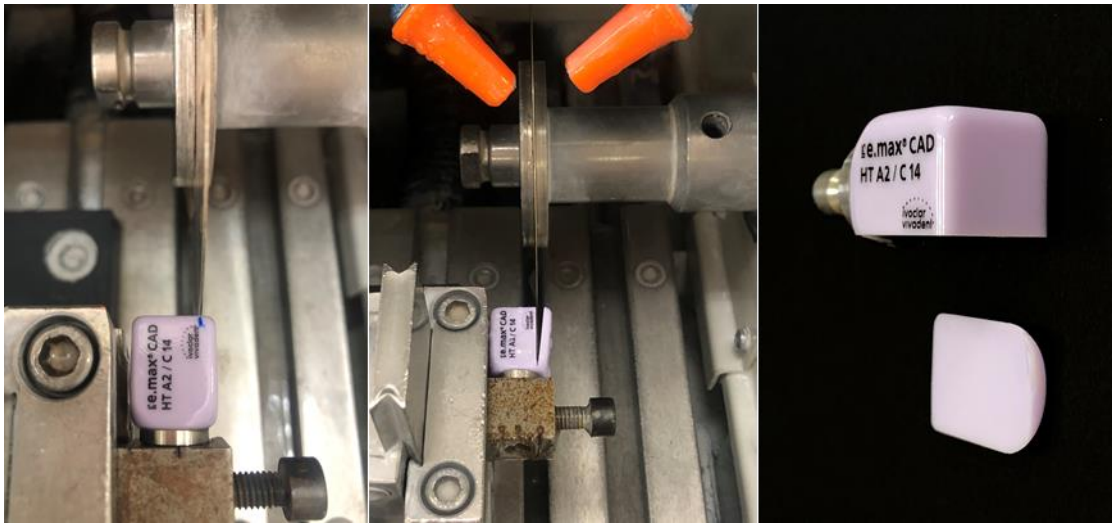


Resim 3.9. Hassas kesme cihazı

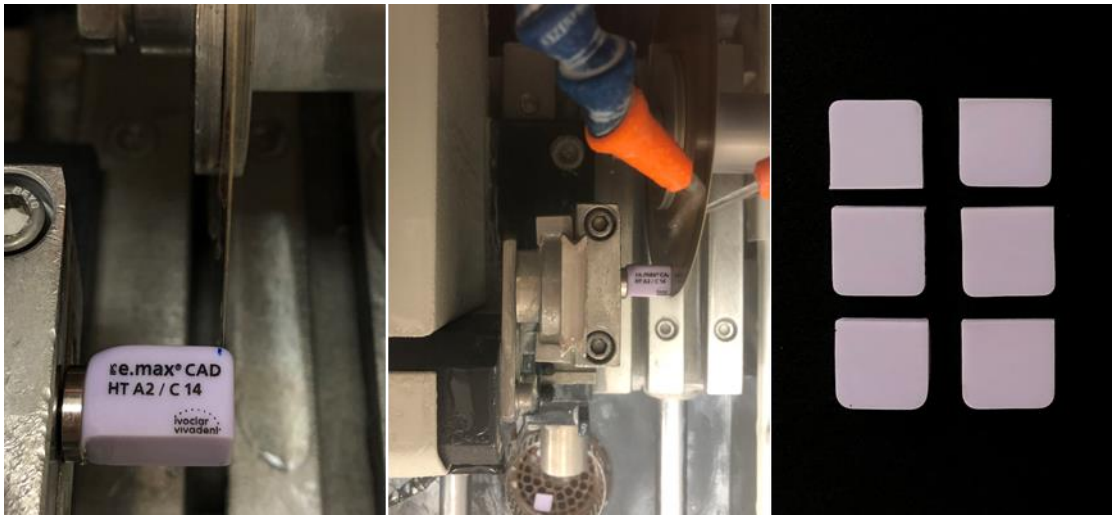


Resim 3.10. Elmas kesici disk

200 rpm (devir/dakika) hızla 2 mm kalınlığında dikey kesim yapılarak 12x12x18 mm boyutunda dikdörtgenler prizması elde edildi (Resim 3.11). Elde edilen bloklardan 2 mm'lik yatay kesitler alınarak 12x12x2 mm boyutlarında toplam 80 adet lityum disilikat cam seramik test örneği hazırlandı (Resim 3.12).



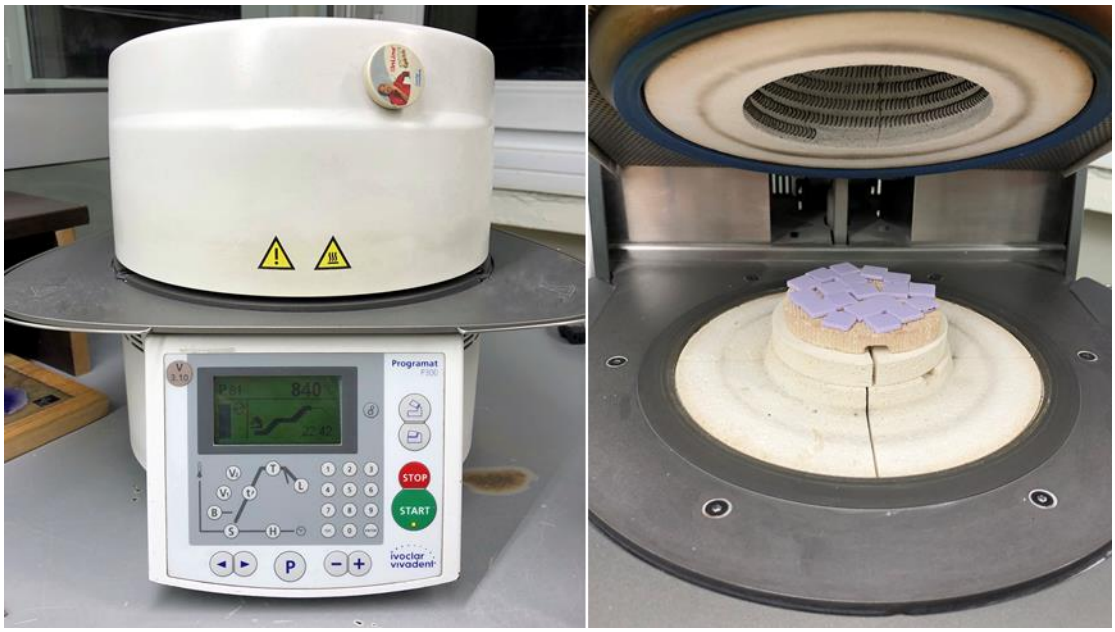
Resim 3.11. Dikey kesim sonucu elde edilen lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok



Resim 3.12. Yatay kesitler alınarak elde edilen lityum disilikat cam seramik test örnekleri

Test örneklerinin kenarlarındaki çapaklar kırmızı bantlı seramik bitim frezi ile uzaklaştırıldıktan sonra basınçlı buhar ile temizlendi. Lityum disilikat cam seramik test örnekleri porselen fırınında (Ivoclar Vivadent, Programat P300) (Resim 3.13) üretici firmanın önerileri doğrultusunda Çizelge 3.3'de gösterilen değerler kullanılarak kristalize

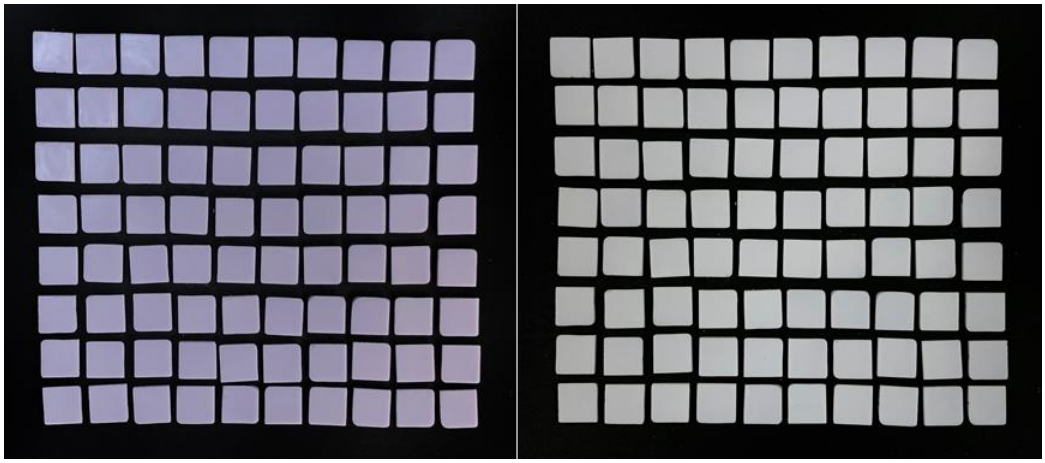
edildi (Resim 3.14). Standardizasyonu sağlamak amacıyla ve klinik kullanım prosedürüne uygun olarak lityum disilikat cam seramik test örneklerinin tümüne kumlama cihazıyla 110 µm partikül büyüklüğünde ve 2 bar basınç altında 60 sn Al_2O_3 kumu uygulandı.



Resim 3.13. Porselen fırını ve içerisindeki lityum disilikat cam seramik test örnekleri

Çizelge 3.3. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin kristalizasyon işlemi

Hazırlık ısısı (°C)	403
Ön kurutma süresi (dk)	6:00
Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C)	90
Fırınlama derecesi (°C)	820
Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk)	0:10
Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C)	30
Fırınlama derecesi (°C)	840
Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk)	7:00
Vakum başlangıcı (°C) [1,2]	[1]550-[2]1022
Vakum bitimi (°C) [1,2]	[1]820-[2]1508
Soğutma (°C)	700

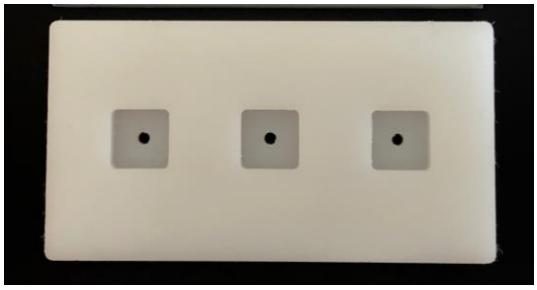


Resim 3.14. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin kristalizasyon öncesi ve sonrası görüntüleri

3.2. PEKK Test Örneklerinin Polietilen Kalıplar İçindeki Akriliğe Gömülmesi ve Polisaj İşlemlerinin Uygulanması

PEKK test örnekleri, yüzey işlemlerinin yapılacağı yüzeyler açıkta kalacak şekilde makaslama testinin yapılacağı Universal Test Cihazının örnek tutucu alanına uygun boyutlardaki polietilen kalıp içerisindeki otopolimerizan akrilik rezine gömüldü.

Polietilen kalıp üzerinde torna cihazı kullanılarak 20x20x10 mm büyüklüğünde kaviteler açıldı ve kalıp ölçüleri ile uyumlu şekilde cam parçaları kesildi (Resim 3.15). Kavite merkezine silindir şeklinde delikler açılarak örneklerin akriliğe gömme işlemi sonrasında kalıptan çıkarılmasının kolaylaştırılması sağlandı.



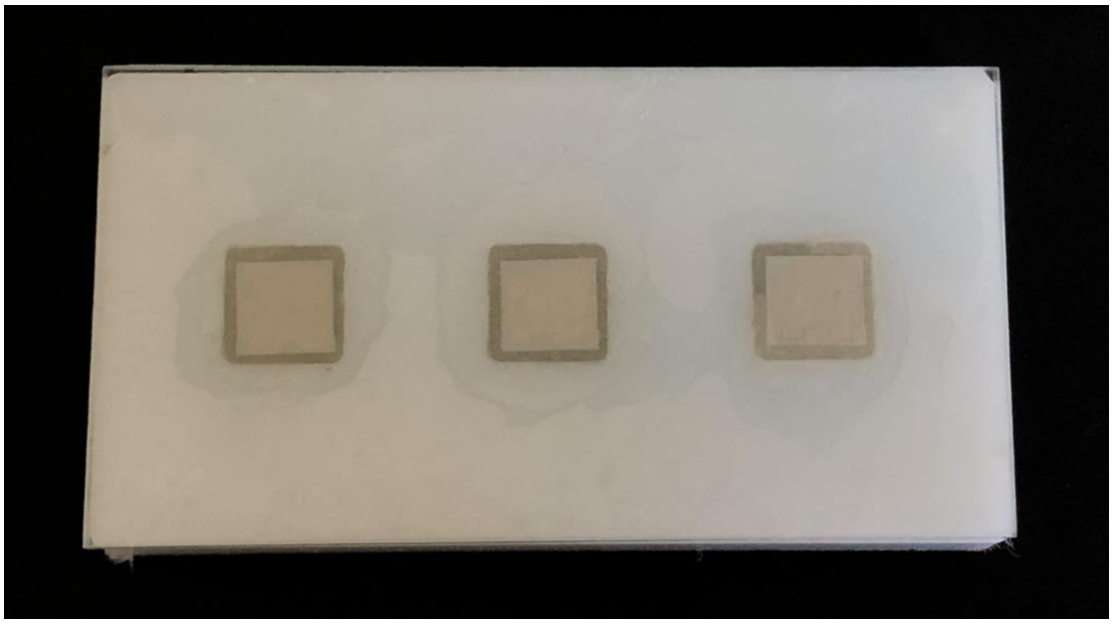
Resim 3.15. Kaviteler açılmış polietilen kalıp

Kaviteler izolatör kullanılarak izole edildi. Otopolimerizan şeffaf akrilik rezin (Resim 3.16) kullanılarak hazırlanan akrilik karışım kalıp içerisine yerleştirildi ve üzerine kalıp boyutları ile uyumlu kesilen cam parçalar yerleştirildi (Resim 3.17). Lastik yardımıyla

kalıp-cam ilişkisi sabitlendi. Kavite merkezinde bulunan delikten taşan fazla akrilik temizlendi.



Resim 3.16. Otopolimerizan akrilik rezin



Resim 3.17. Akrilik ile doldurulmuş kalıba PEKK test örneklerinin yerleştirilmesi ve camın kalıp üzerinde sabitlenmesi

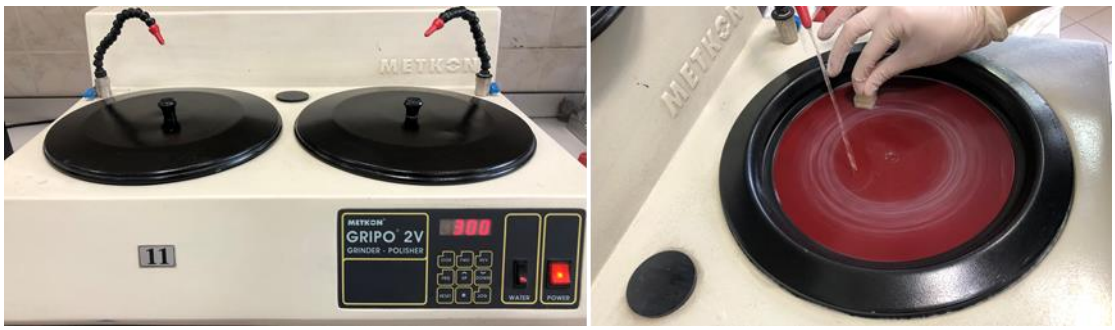
Polimerizasyon sonrası örnekler alet yardımıyla kavite merkezinde yer alan delikten itilerek kalıptan çıkartıldı. Tüm örneklerin işlem yapılacak olan örnek yüzeyinin

bulunduğu yüzey dışında kalan alanlarında akrilik rezine tesviye ve polisaj işlemi yapılarak akrilik içine gömülü test örnekleri elde edildi (Resim 3.18).



Resim 3.18. Polimerizasyon sonrası örneklerin kavite merkezinde yer alan delikten itilerek kalıptan çıkartılması ve akrilik bloğa gömülü PEKK test örneklerinin elde edilmesi

Test örneklerine yüzey işlemleri uygulaması öncesinde yüzey standardizasyonunun sağlanması amacıyla tesviye yapıldı. Tesviye işlemi, zımparalama ve polisaj cihazı (Metkon Gripo® 2V Grinder-Polisher, Bursa, Türkiye) ile her örnekte sırasıyla 600 grit, 800 grit ve 1200 grit silikon karbit zımparalar (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) kullanılarak yapıldı (Resim 3.19). Tesviye sonrasında test örnekleri ultrasonik temizleme cihazında (BioSonic UC1, Coltène/Whaledent Inc., Ohio, ABD) distile su içerisinde 5 dk bekletildi ve hava spreyi ile kurutuldu (Resim 3.20).



Resim 3.19. Zımparalama/polisaj cihazı ve PEKK test örneklerinin yüzeyinin polisajlanması



Resim 3.20. Ultrasonik temizleme cihazı ve PEKK test örnekleri

3.3. Yüzey İşlemleri Öncesi Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçülmesi

Her bir gruptan rastgele seçilen 10 adet PEKK test örneğinin yüzey pürüzlülük değerleri ölçümü, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya) ile yapıldı. Her bir PEKK test örneğinin yüzeyinden aynı dikey çizgi üzerinde belirlenen 3 noktadan geçecek şekilde yatay paralel ölçüm yapıldı (Resim 3.21). Her bir test örneği için yapılan 3 ölçümün aritmetik ortalaması alınarak her bir örneğe ait ortalama yüzey pürüzlülük değeri (Ra) hesaplandı. Ölçümler sırasında güvenilir sonuçlar elde edebilmek amacıyla 2,4 µm Ra değerine sahip referans blok aracılığıyla her 10 PEKK test örneğinin yüzey pürüzlülüğü ölçümü sonrası kalibrasyon yapıldı.



Resim 3.21. Profilometre ve PEKK test örneklerinin yüzey işlemleri öncesi yüzey pürüzlülüğü ölçümü

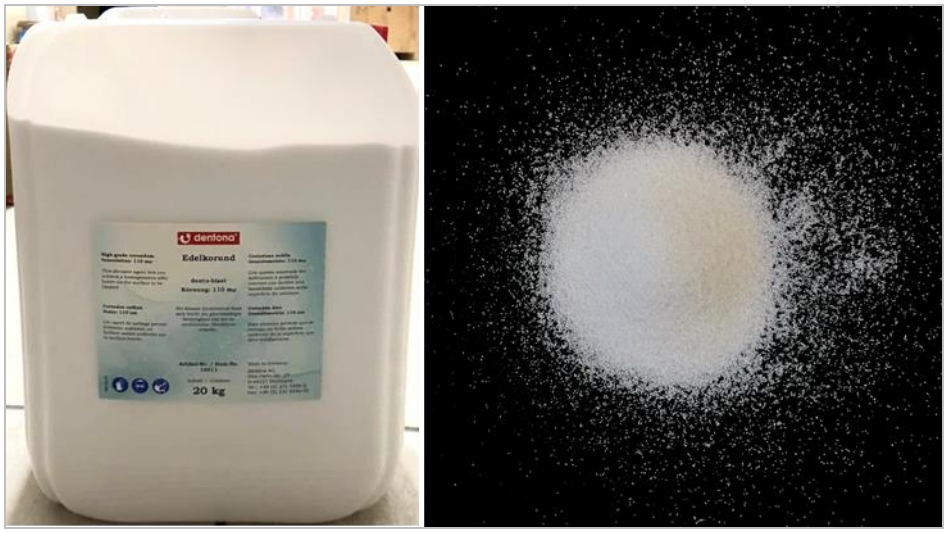
3.4. PEKK Test Örneklerine Uygulanan Yüzey İşlemleri

Hazırlanan test örnekleri her grupta 22 adet olacak şekilde rastgele 4 gruba ayrıldı.

A grubu: Kumlama yüzey işlemi uygulanan PEKK test örnekleri
B grubu: Asitleme yüzey işlemi uygulanan PEKK test örnekleri
C grubu: Kumlama + asitleme yüzey işlemi uygulanan PEKK test örnekleri
D grubu: Kontrol grubu (Yüzey işlemi uygulanmadı.)

3.4.1. A grubu

A grubu PEKK test örneklerinin (kumlama yüzey işlemi uygulanan PEKK test örnekleri) bağlantı yüzeyleri 110 μm (Renfert, Hilzingen, Almanya) partikül büyüklüğüne sahip Al_2O_3 kumu (Resim 3.22) ile 2 bar basınçta 10 mm'lik mesafeden 60 sn süreyle kumlama cihazında (Basic Eco, Renfert GmbH, Almanya) (Resim 3.23) kumlanarak pürüzlendirildi. Kumlama işleminin bütün örneklere standart olarak uygulanabilmesi için bir aparey hazırlandı (Resim 3.24). Bu aparey sayesinde örnek yüzeyi ile kumlama cihazının ucu arasındaki mesafenin her örnek için sabitlenmesi sağlandı. Daha sonra bir pamuk yardımıyla alkol ile silinerek temizlendi. Kumlama yüzey işlemi uygulanmış A grubu PEKK test örnekleri Resim 3.25'de gösterildi.



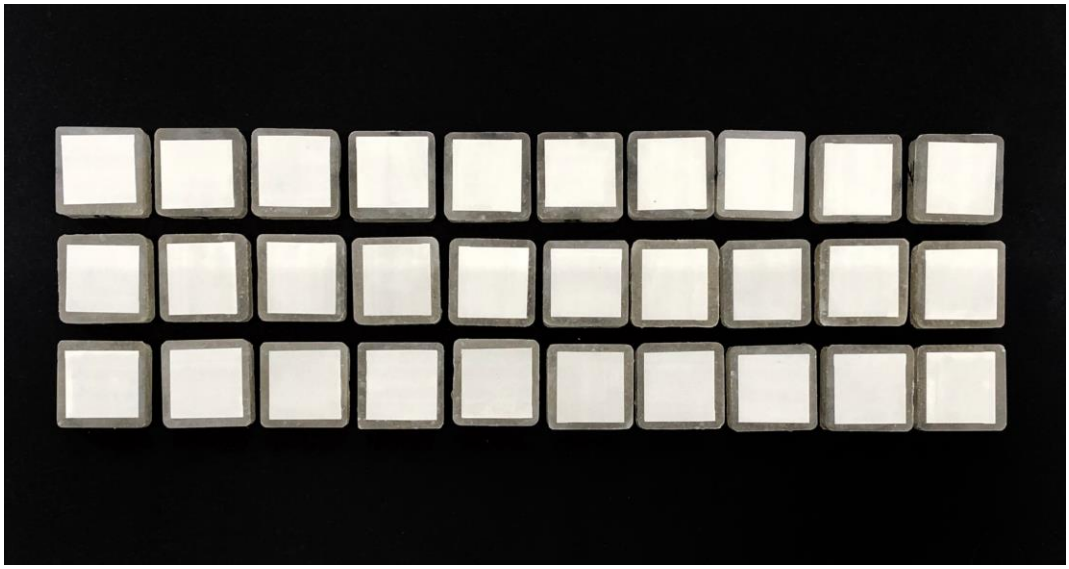
Resim 3.22. Alüminyum oksit kumu



Resim 3.23. Kumlama cihazı



Resim 3.24. PEKK test örneğinin yüzeyi ile kumlama cihazının ucu arasındaki mesafenin her bir test örneği için sabitlenmesi



Resim 3.25. A grubu PEKK test örnekleri

3.4.2. B grubu

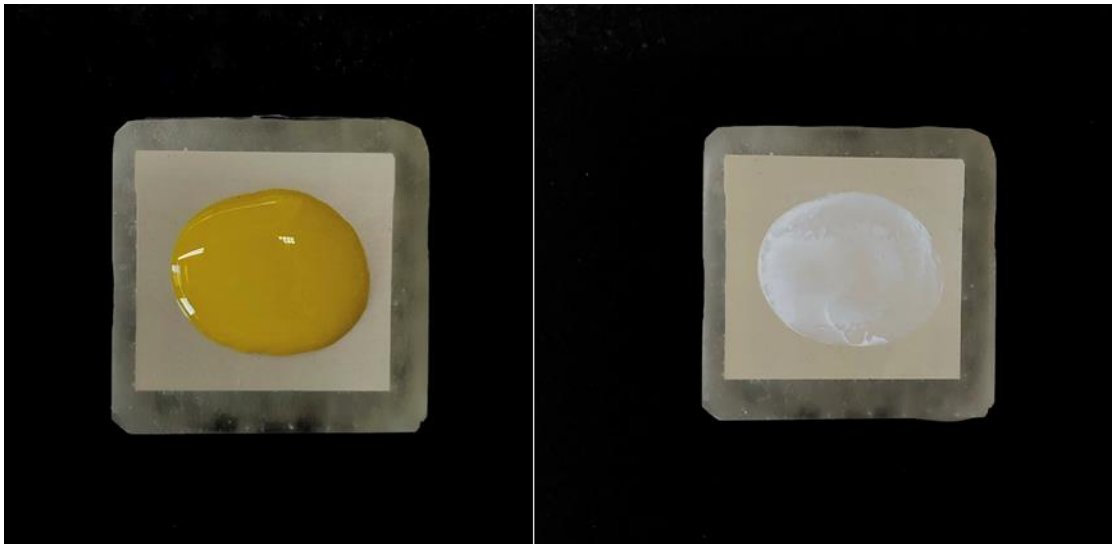
B grubu PEKK test örneklerinin (asitleme yüzey işlemi uygulanan PEKK test örnekleri) bağlantı yüzeyleri mikropipet (Thermo Scientific Finnpipette F1, Waltham, MA ABD) (Resim 3.26) yardımıyla 100µl 10:3 oranında %98 sülfürik asit + %30 hidrojen peroksit karışımı (piranha solüsyonu) (Resim 3.27) 30 sn boyunca uygulanarak pürüzlendirildi. 30 sn distile su ile yıkandı (Resim 3.28). Asit yüzey işlemi uygulanmış B grubu PEKK test örnekleri Resim 3.29'da gösterildi.



Resim 3.26. Mikropipet



Resim 3.27. Piranha solüsyonu



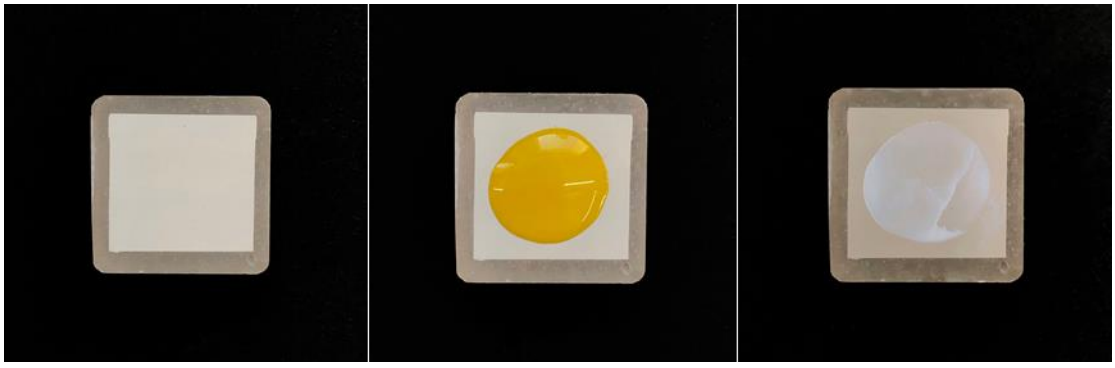
Resim 3.28. Piranha solüsyonu ile pürüzlendirilen PEKK test örneği ve distile su ile yıkandıktan sonraki görüntüsü



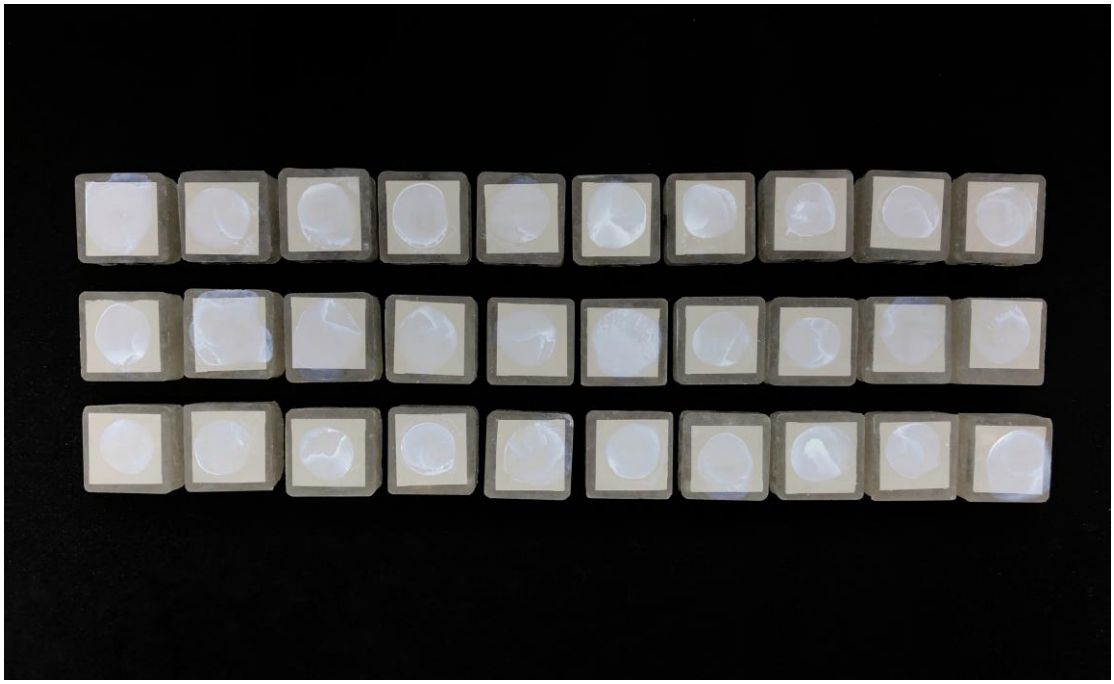
Resim 3.29. B grubu PEKK test örnekleri

3.4.3. C grubu

C grubu PEKK test örneklerinin (kumlama + asitleme yüzey işlemi uygulanan PEKK test örnekleri) bağlantı yüzeyleri 110 μm partikül büyüklüğüne sahip Al_2O_3 kumu ile 2 bar basınçta 10 mm'lik mesafeden 60 sn süre ile kumlama cihazında kumlanarak pürüzlendirildi. Kumlama işleminin bütün örneklere standart olarak uygulanabilmesi için hazırlanan aparey ile örnek yüzeyi ile kumlama cihazının ucu arasındaki mesafenin her örnek için sabitlenmesi sağlandı (Bkz. Resim 3.24). Kumlanmış PEKK test örnek yüzeylerinin alkol ise silinip kuruması beklendikten sonra, 30 sn boyunca piranha solüsyonu ile pürüzlendirme işlemi uygulandı. Daha sonra test örnekleri 30 sn distile su ile yıkandı (Resim 3.30). Kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış C grubu PEKK test örnekleri Resim 3.31'de gösterildi.



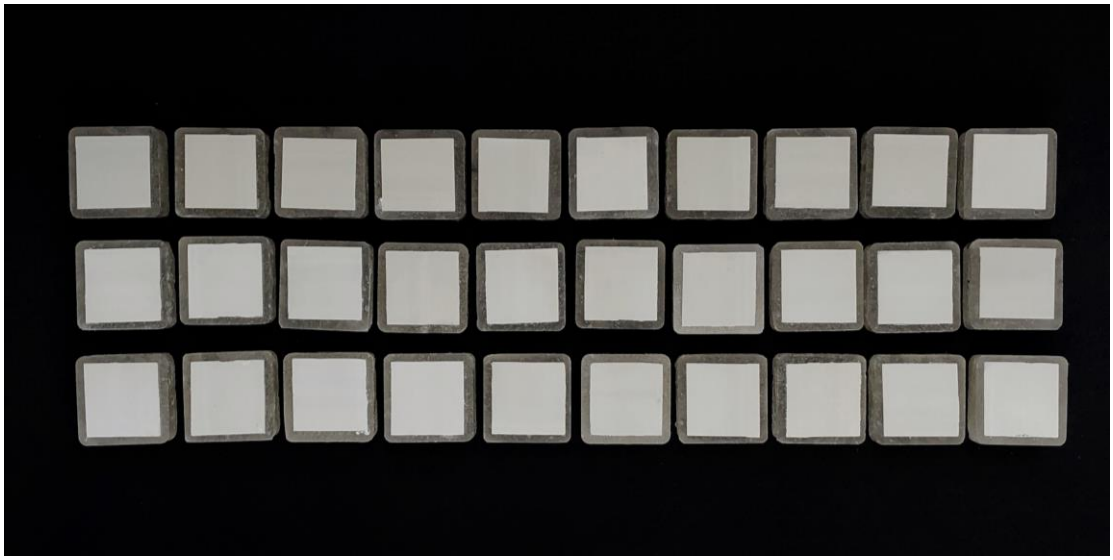
Resim 3.30. C grubunun PEKK test örneği üzerine piranha solüsyonu uygulaması



Resim 3.31. C grubu PEKK test örnekleri

3.4.4. D grubu

D grubu PEKK test örneklerine (kontrol grubu) (Resim 3.32) herhangi bir yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmadı.



Resim 3.32. D grubu PEKK test örnekleri

3.5. Yüzey İşlemleri Sonrası Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçülmesi

Her bir gruptan rastgele seçilen ve yüzey işlemleri öncesi pürüzlülük değerleri ölçülen 10 adet PEKK test örneğinin yüzey işlemleri sonrası yüzey pürüzlülük değerleri ölçümü, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan profilometre cihazı ile yapıldı. Her bir PEKK test örneğinin yüzeyinden aynı dikey çizgi üzerinde belirlenen 3 noktadan geçecek şekilde yatay paralel ölçüm yapıldı (Resim 3.33). Her bir test örneği için yapılan 3 ölçümün aritmetik ortalaması alınarak her bir örneğe ait ortalama yüzey pürüzlülük değeri (Ra) hesaplandı. Ölçümler sırasında güvenilir sonuçlar elde edebilmek amacıyla 2,4 µm Ra değerine sahip referans blok aracılığıyla her 10 PEKK test örneğinin yüzey pürüzlülüğü ölçümü sonrası kalibrasyon yapıldı.



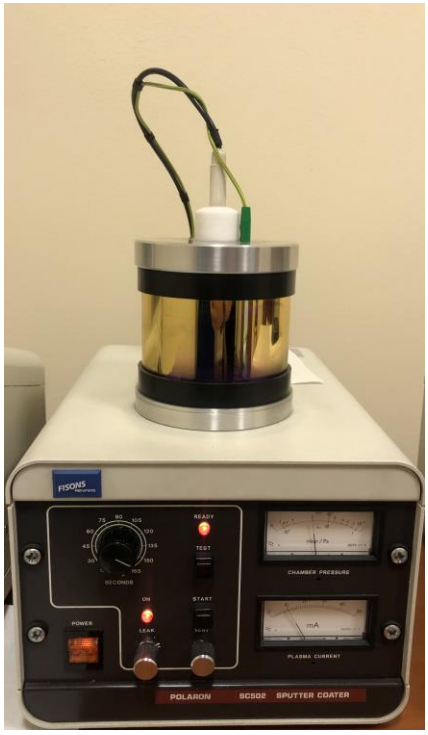
Resim 3.33. Profilometre ve PEKK test örneklerinin yüzey işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğü ölçümü

3.6. SEM Analizi

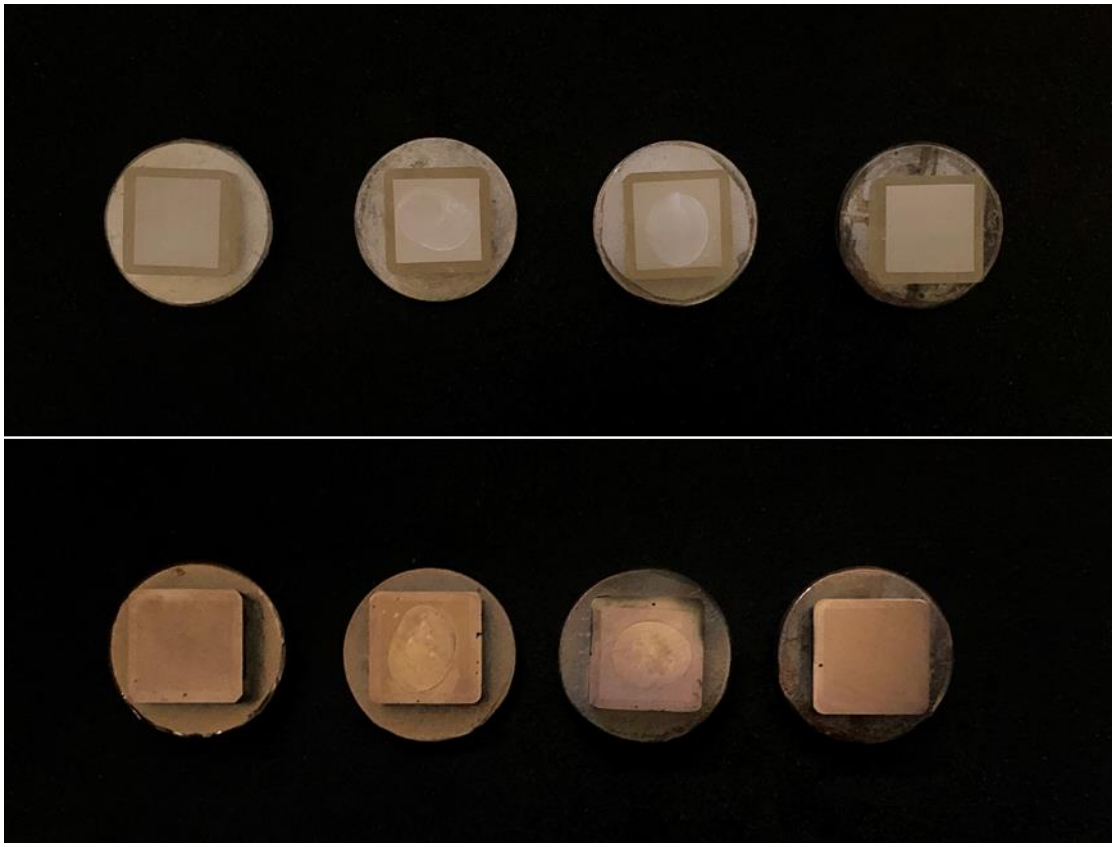
PEKK test örneklerinin yüzey işlemleri sonrası yüzey topoğrafileri, her bir gruptan yüzey pürüzlülüğü değeri ortalamaya en yakın 2 test örneği alınarak Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Fakültesi'nde bulunan taramalı elektron mikroskobu (JEOL, JSM-6060LV, Scanning Electron Microscope, Tokyo, Japonya) (Resim 3.34) ile değerlendirildi. Seçilen örnek yüzeyleri kurutuldu. Altın-palladyum kaplama ünitesinde (Resim 3.35) 165 sn süre ile 10 mA' lik akım ve 2 mbar/Pa yanma odası basıncı değerleri kullanılarak altın-palladyum film tabakasıyla kaplandı (Resim 3.36). SEM analizinde, x250, x500, x1000 ve x2500 büyütmeler ile SEM görüntüleri elde edildi.



Resim 3.34. SEM cihazı



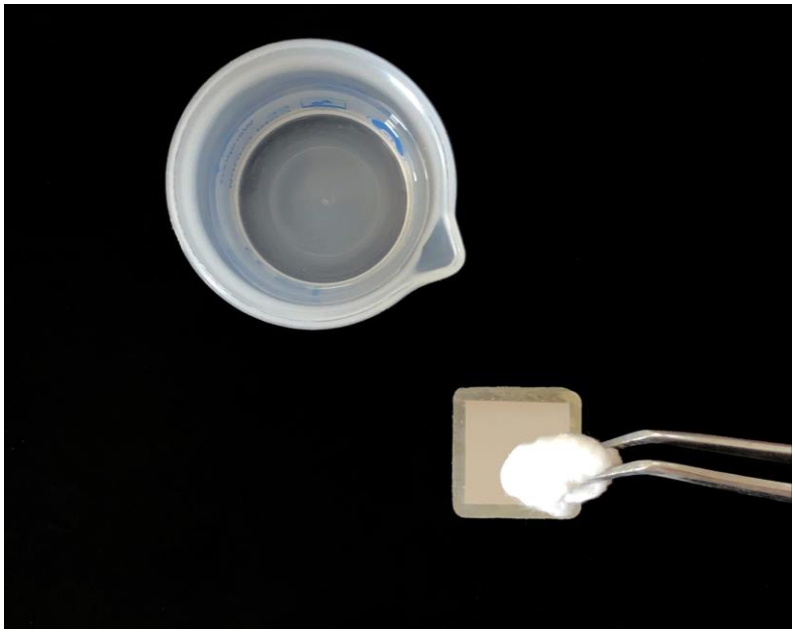
Resim 3.35. Altın-palladyum kaplama ünitesi



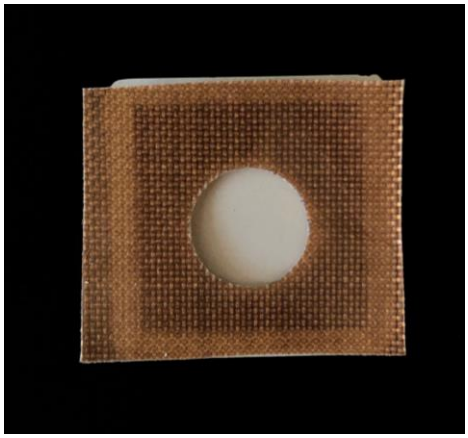
Resim 3.36. Seçilen PEKK test örneklerinin altın-palladyum film tabakasıyla kaplanması

3.7. Lityum Disilikat Cam Seramik Test Örneklerinin PEKK Test Örnekleri ile Adezyonu

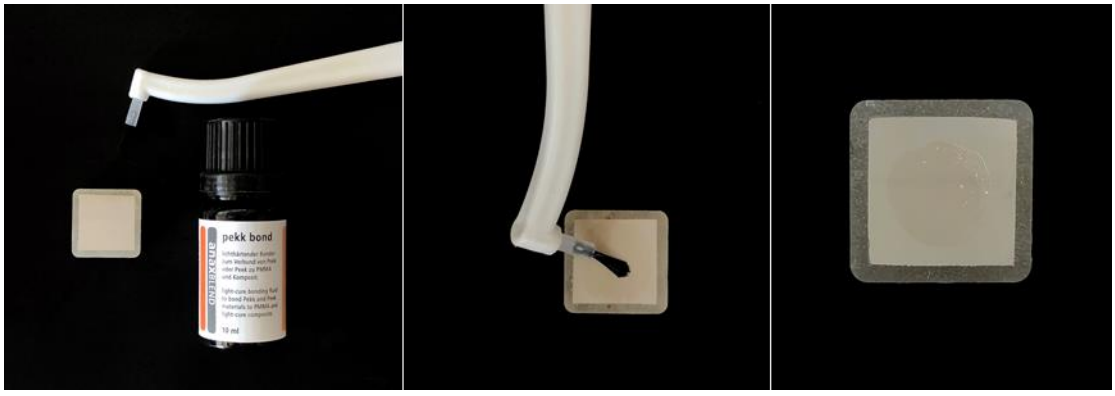
Hazırlanan PEKK test örneklerinin yüzeyi alkol ile silinip kuruması için beklendi (Resim 3.37). 0,10 mm kalınlığındaki teflon kumaşa açılan 8 mm çapındaki dairesel delikler ile belirlenen bağlantı yüzeylerine (Resim 3.38) üretici firmanın talimatları doğrultusunda fırça yardımı ile ince bir tabaka adeziv ajan Pekk Bond (Anaxdent; Stuttgart, Almanya) (Resim 3.39) uygulandı. 90 sn boyunca, 380-550 nm dalga boyu aralığı olan polimerizasyon cihazı (Anaxdent Light Box, Stuttgart, Almanya) (Resim 3.40) ile polimerizasyonu sağlandı.



Resim 3.37. PEKK test örneklerinin yüzeyinin alkol ile temizlenmesi



Resim 3.38. PEKK test örneği ve teflon kumaşa açılan dairesel delikler ile belirlenen bağlantı yüzeyi

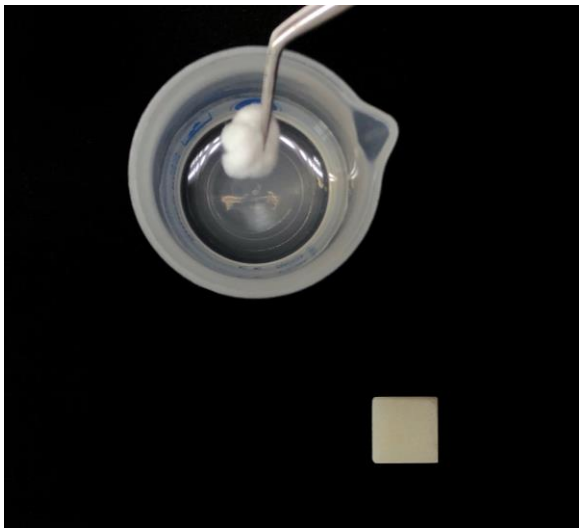


Resim 3.39. PEKK test örneklerinin yüzeyine adeziv ajan Pekk Bond uygulanması

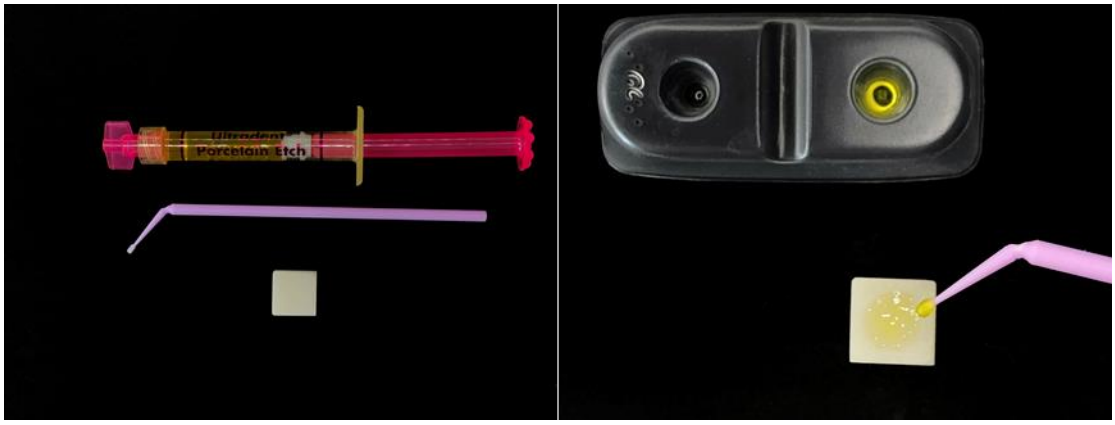


Resim 3.40. Polimerizasyon cihazı

Hazırlanan lityum disilikat cam seramik test örnekleri bir pamuk yardımıyla alkol ile silinerek temizlendi (Resim 3.41). Yüzeyin kuruması beklendi. Daha sonra hidroflorik asit (Ultradent Porcelain Etch) ve silan içerikli primer (G-Multi Primer) ile seramik hazırlık protokolü uygulandı. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin yüzeyine hidroflorik asit 20 sn boyunca uygulandı (Resim 3.42). Daha sonra 30 sn distile su ile yıkanıp kurutuldu. Test örneklerinin yüzeyinde buzlu cam görüntüsü elde edildi. Daha sonra pürüzlendirilen seramik yüzeyine karıştırma kabına damlatılan bir damla G-Multi PRIMER fırça yardımı ile ince bir tabaka halinde uygulandı (Resim 3.43). İçerisindeki çözücü etanolün uçması için hafifçe hava spreyi ile kurutuldu.



Resim 3.41. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin alkol ile temizlenmesi



Resim 3.42. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin bağlantı yüzeylerine hidroflorik asit uygulanması

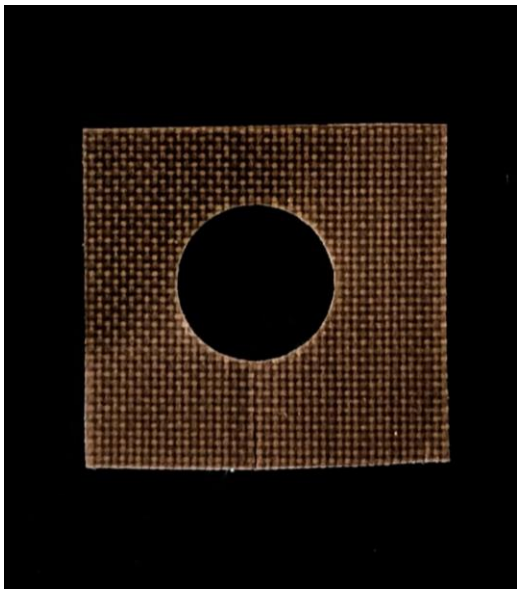


Resim 3.43. Lityum disilikat cam seramik test örneklerinin bağlantı yüzeylerine silan içerikli primer uygulanması

Daha sonra lityum disilikat cam seramik test örnekleri ve PEKK test örnekleri, dual-cure self-adeziv rezin siman (G-CEM Link Force) (Resim 3.44) kullanılarak birbirlerine yapıştırıldı. Standart ve homojen bir rezin siman kalınlığı oluşturmak amacıyla 0,10 mm kalınlığında teflon kumaşlara açılan 8 mm çapındaki dairesel deliklerden (Resim 3.45), simantasyon sırasında uygulanan basıncın standardizasyonu için ise 0,94 kg yük uygulayan özel bir yükleme aletinden yararlanıldı (Resim 3.46).



Resim 3.44. Rezin siman



Resim 3.45. Teflon kumaş

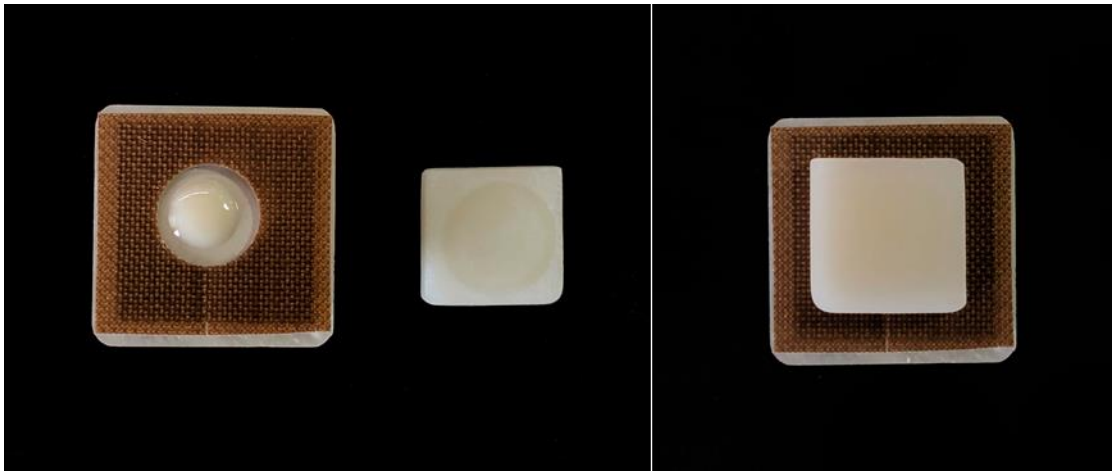


Resim 3.46. Yükleme aleti

Teflon kumaş ile bağlantı yüzeyi belirlenen PEKK test örneklerine rezin siman uygulandı (Resim 3.47). PEKK test örnekleri ile lityum disilikat cam seramik test örneklerinin bağlantısı (Resim 3.48) sağlandıktan sonra yükleme aleti altında 0,94 kg basınca maruz bırakıldı (Resim 3.49).



Resim 3.47. Teflon kumaş ile bağlantı yüzeyi belirlenen PEKK test örneklerine rezin siman uygulanması



Resim 3.48. PEKK test örnekleri ile lityum disilikat cam seramik test örneklerinin bağlantısı



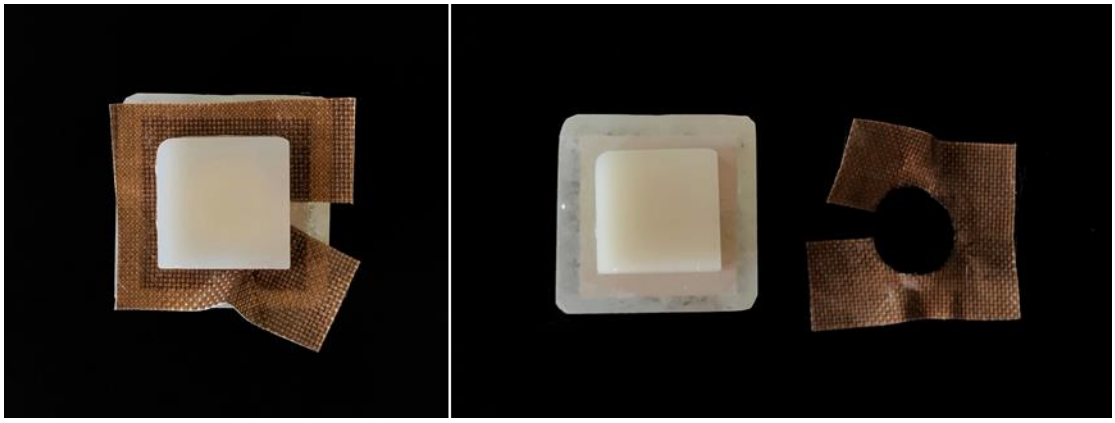
Resim 3.49. Bağlantısı sağlanan test örneklerinin yükleme aleti altında basınca maruz bırakılması

Taşan siman artıklarını temizlemek için 4 ayrı yüzeyden 2'şer sn ışın cihazı (Valo LED 1000 mW/cm^2) ile polimerize edilen simanın lastiksi kıvama gelmesi sağlandı (Resim

3.50). Taşan siman ve teflon kumaş uzaklaştırıldı (Resim 3.51). Daha sonra ışın cihazı ile 4 ayrı yüzeyden 20'şer sn olmak üzere polimerizasyonu sağlandı (Resim 3.52).



Resim 3.50. Işın cihazı ve rezin simanın polimerize edilmesi

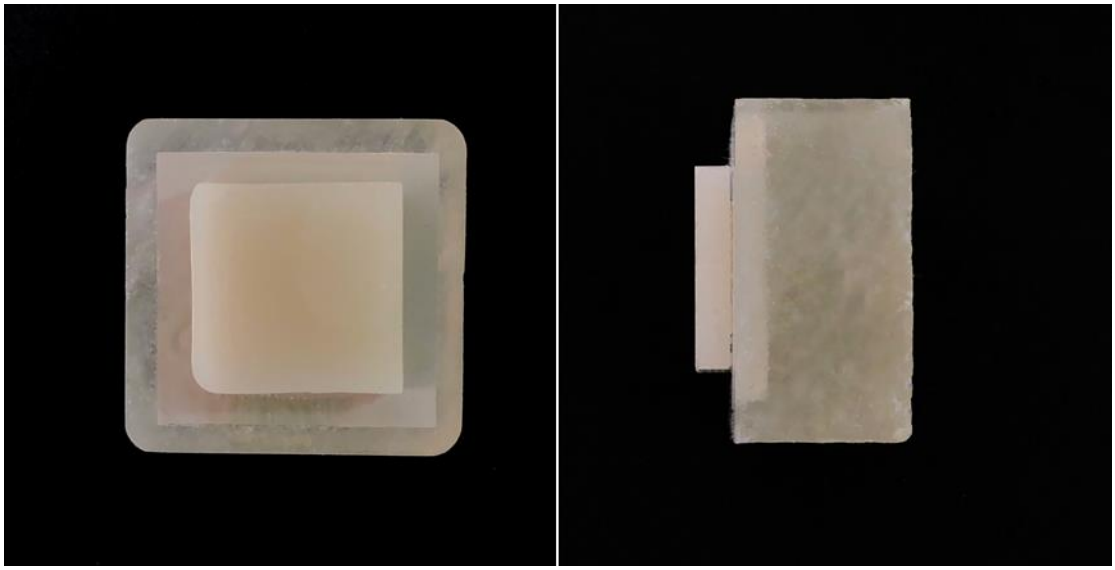


Resim 3.51. Teflon kumaşın uzaklaştırılması



Resim 3.52. Işın cihazı ile polimerizasyonun sağlanması

PEKK ve lityum disilikat cam seramik adezyon prosedürü tamamlanan test örneği Resim 3.53'de gösterildi.



Resim 3.53. PEKK ve lityum disilikat cam seramik test örneği

3.8. Test Örneklerinin Termal Döngü Cihazı ile Yapay Yaşlandırma İşlemine Tabi Tutulması

PEKK ve lityum disilikat cam seramik adezyon prosedürünün ardından tüm test örnekleri 37^{o}C distile suda etüv cihazı (Kottermann Labortechnik, W. Almanya) (Resim 3.54) kullanılarak 24 saat süre ile bekletildi. Makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanacak her yüzey işlemi grubundaki test örneklerinin yarısı (n=10) klinik sürecin simüle edilerek bağlanma dayanımı üzerine ağız içi şartların etkisini değerlendirilmemizi sağlayan termal döngü işlemine tabi tutuldu.



Resim 3.54. Etüv cihazı

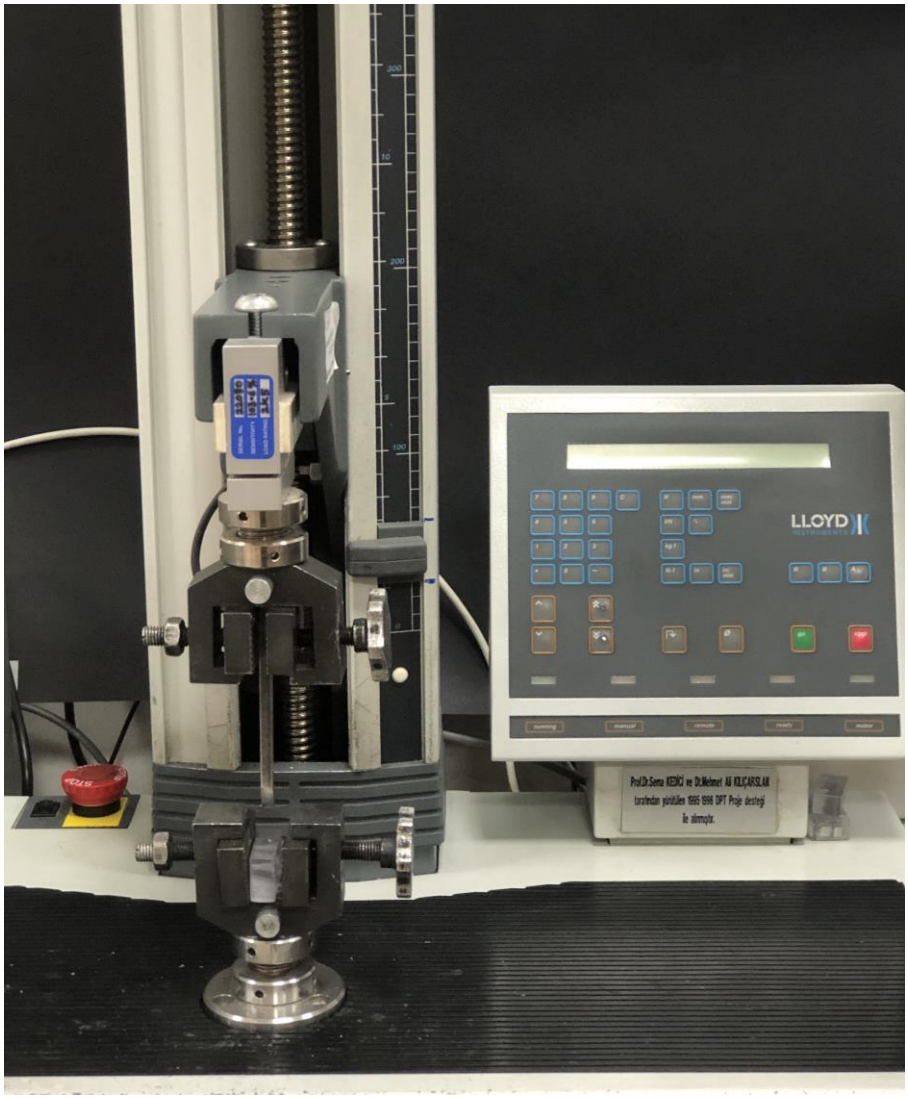
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal döngü cihazı (SD Mechatronik Thermocycler, Julabo GmbH, FT 200, Seelbach, Almanya) (Resim 3.55) kullanılarak 5^{o}C-55^{o}C'de, dalma süresi 25 sn, transfer süresi 10 sn olacak şekilde 6 000 siklus termal döngü işlemi uygulandı. Termal döngü uygulama süresince diğer test örnekleri etüv cihazında 37^{o}C distile suda bekletilmeye devam edildi.



Resim 3.55. Termal döngü cihazı

3.9. Test Örneklerinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Ölçülmesi

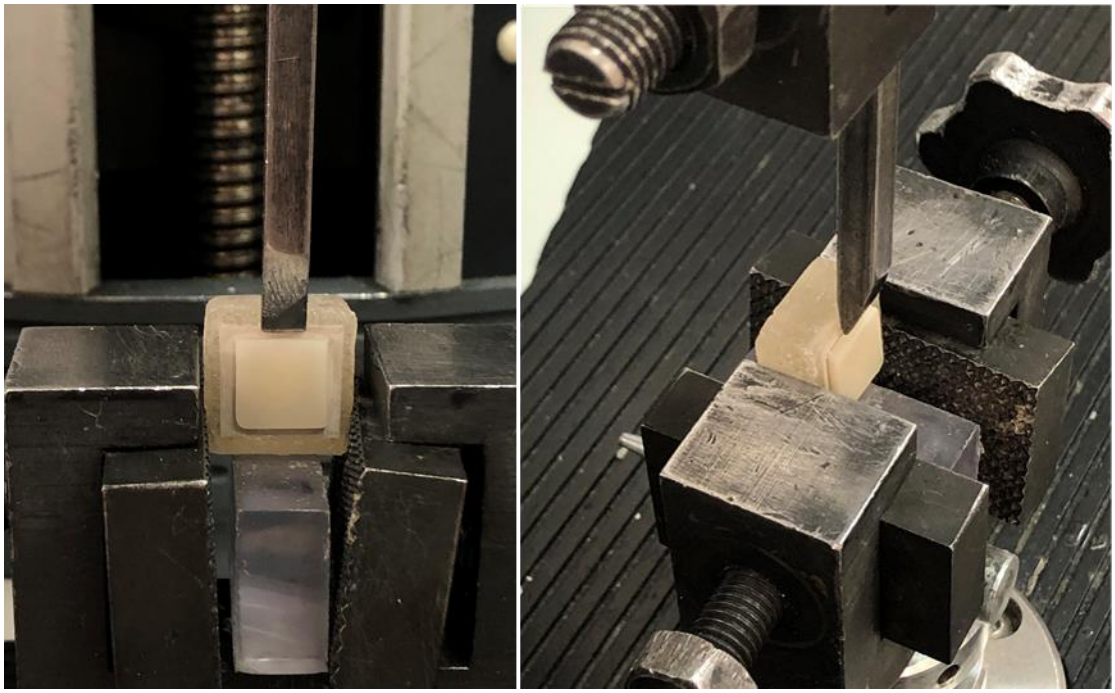
Termal döngü sonrası test örneklerinin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ölçülmesi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazı (Lloyd-LRX, Lloyd Insturements, Fareham, İngiltere) (Resim 3.56) kullanılarak yapıldı.



Resim 3.56. Universal test cihazı

Bıçak sırtı şeklindeki metal uç; PEKK, lityum disilikat cam seramik bağlanma ara yüzeyine paralel şekilde yerleştirildi. 0,5 mm/dk hızla kuvvet uygulandı (Resim 3.57). Lityum disilikat cam seramik materyalinin PEKK yüzeyinden ayrıldığı andaki maksimum kuvvet değeri N cinsinden ölçüldü. Makaslama bağlanma dayanımı değerinin MPa cinsinden elde edilebilmesi için kırılma yükü (N) bağlanma alanına (mm^2) bölündü.

Makaslama bağlanma dayanımı (MPa) = Yük (N) / Alan (mm^2), Alan = (πxr^2) mm^2, r = bağlanma yüzeyinin yarıçapı formülü ile hesaplandı.



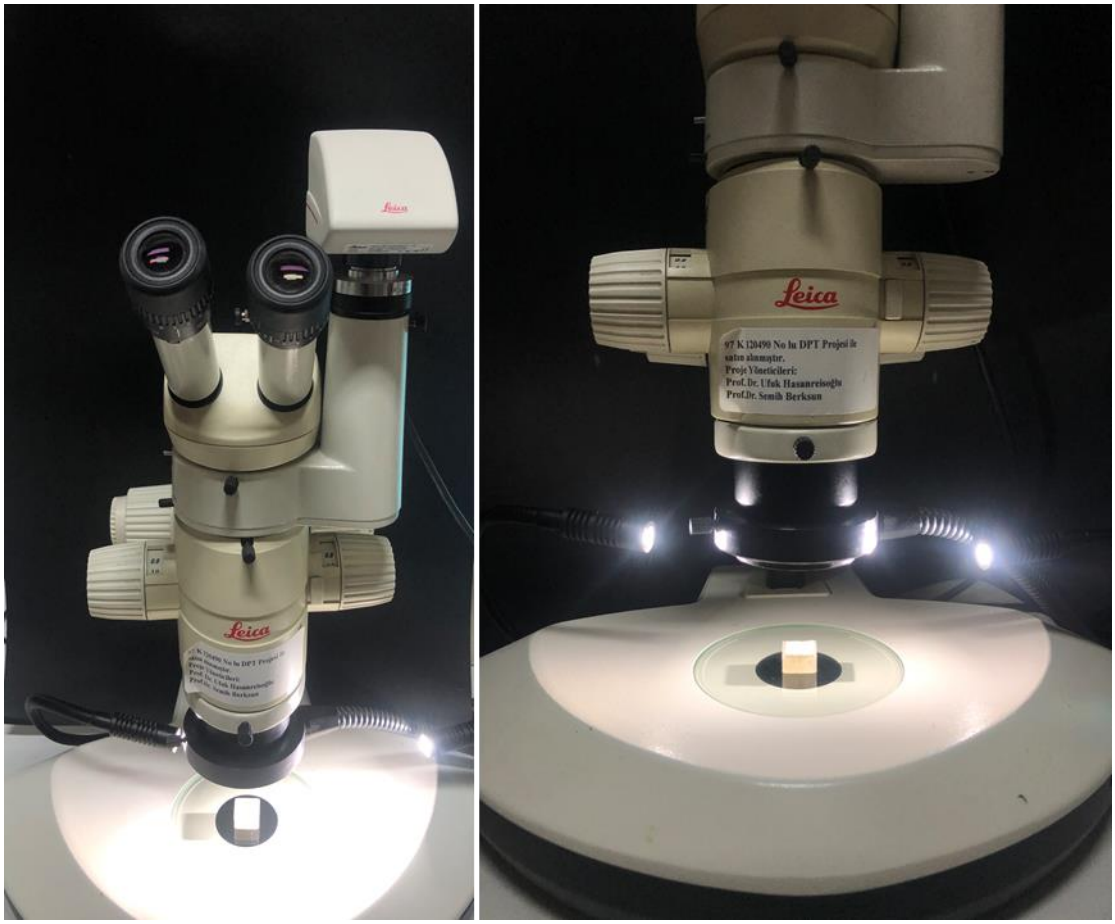
Resim 3.57. Universal test cihazının metal ucunun konumlandırılması

3.10. Işık Mikroskobu ve SEM ile Test Örneklerinin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi ve Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Tüm test örnekleri kırık tipinin belirlenmesi için ışık mikroskobunda (Leica MZ 12; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) aynı uygulayıcı tarafından incelendi (Resim 3.58). Tüm örnekler tek uygulayıcı tarafından iki kez incelenerek kırık tipleri Årtun ve Bergland [239] tarafından önerilen adeziv kalıntı indeksi (adhesive remnant index, ARI) kullanılarak 0, 1, 2 ve 3 olarak skorlandı.

0: PEKK test örneği üzerindeki bağlanma alanında rezin siman kalmadı
1: PEKK test örneği üzerindeki bağlanma alanının yarısından azında rezin siman kaldı
2: PEKK test örneği üzerindeki bağlanma alanının yarısından fazlasında rezin siman kaldı
3: PEKK test örneği üzerindeki bağlanma alanının tamamında rezin siman kaldı

Kırık tipleri belirlenen test örneklerinden her bir yüzey işlemi grubuna (A, B, C, D) ait 0, 1, 2 ve 3 skorlarına sahip birer test örneği alınarak SEM ile incelendi.



Resim 3.58. Işık mikroskobu ve test örneklerinin kırık yüzeylerinin incelenmesi

3.11. İstatistiksel Analizlerin Yapılması

Analizler MedCalc Statistical Software version 12.7.7 (MedCalc Software bvba, Ostend, Belgium; http://www.medcalc.org; 2013) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu için Shapiro Wilk testi uygulandı. Sürekli değişkenleri tanımlamak için deskriptif istatistikler kullanıldı [ortalama (Ort.), standart sapma (Ss), minimum (Min.), medyan (Med.), maksimum (Maks.)]. Bağımsız ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen iki değişkenin karşılaştırması Mann Whitney U testi ile değerlendirildi. Bağımsız ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen ikiden fazla değişkenin karşılaştırmasında Kruskal Wallis testi uygulandı. Bağımlı ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen iki değişkenin karşılaştırması Wilcoxon testi ile yapıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak belirlendi.

4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması

PEKK test örneklerine farklı yüzey işlemleri uygulanmadan önce (1. ölçüm) ve uygulandıktan sonra (2. ölçüm), 4 farklı yüzey işlemi grubuna ait örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra) ve standart sapma (Ss) sonuçları Çizelge 4.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerleri

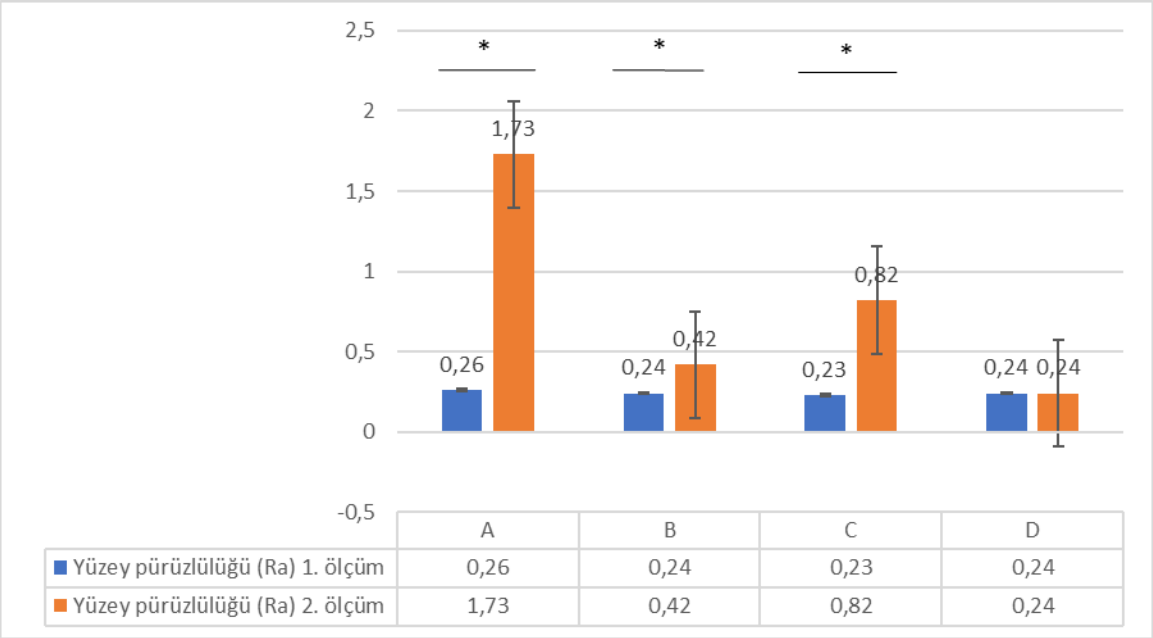
						p^1
PEKK Test Materyali Yüzey İşlemi Grupları		A grubu	B grubu	C grubu	D grubu (Kontrol)	
Yüzey pürüzlülük değerleri (Ra, µm) 1. ölçüm	Ort.±Ss	0,26±0,01	0,24±0,02	0,23±0,01	0,24±0,02	**0,001**
	Med. (Min.-Maks.)	0,27 (0,24-0,28)	0,24 (0,21-0,28)	0,23 (0,21-0,24)	0,23 (0,21-0,27)	
Yüzey pürüzlülük değerleri (Ra, µm) 2. ölçüm	Ort.±Ss	1,73±0,07	0,42±0,06	0,82±0,05	0,24±0,02	**<0,001**
	Med. (Min.-Maks.)	1,73 (1,62-1,85)	0,41 (0,33-0,52)	0,82 (0,75-0,89)	0,23 (0,21-0,27)	
p^2		**0,005**	**0,005**	**0,005**	1,000	

Anlamlılık düzeyi $p^1<0,05$, $p^2<0,05$; Kruskal Wallis test[1], Wilcoxon Signed Rank test[2],
Ortalama± Standart sapma değeri (Ort. ± Ss),
Medyan (Minimum-Maksimum) değeri [Med. (Min.-Maks.)].

Tüm test örneklerinde kumlama yüzey işlemi uygulanan test örnekleri (A grubu) en yüksek pürüzlülük değerleri (1,73±0,07 µm) gösterirken, yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubu test örneklerinde (D grubu) en düşük pürüzlülük değerleri (0,24±0,02 µm) gözlemlenmiştir. Asitleme yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin (B grubu) ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri 0,42±0,06 µm iken, kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin (C grubu) ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri 0,82±0,05 µm olarak bulunmuştur (Çizelge 4.1).

Yüzey pürüzlülük değerleri istatistiksel olarak normal dağılım göstermediğinden 4 ayrı yüzey işlemi grubu (A, B, C, D) arasındaki karşılaştırmalar Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. A, B, C, D grupları arasındaki yüzey pürüzlülük değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0,001$) (Çizelge 4.1).

Her bir yüzey işlemi uygulanan gruptaki test örneklerinin (A, B, C) aynı grup için yüzey işlemi uygulanmadan önceki ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (1. ölçüm) ile yüzey işlemi uygulandıktan sonraki ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (2. ölçüm) istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir (p=0,005) (Çizelge 4.1). Buna göre grup içi karşılaştırmalarda tüm yüzey işlemi uygulanan gruplarda yüzey işlemi uygulanması sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinin arttığı görülmüştür (Şekil 4.1).



	A	B	C	D
Yüzey pürüzlülüğü (Ra) 1. ölçüm	0,26	0,24	0,23	0,24
Yüzey pürüzlülüğü (Ra) 2. ölçüm	1,73	0,42	0,82	0,24

* ölçümler arası istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade etmektedir.

Şekil 4.1. 1. ölçüm ve 2. ölçüm yüzey pürüzlülük değerleri

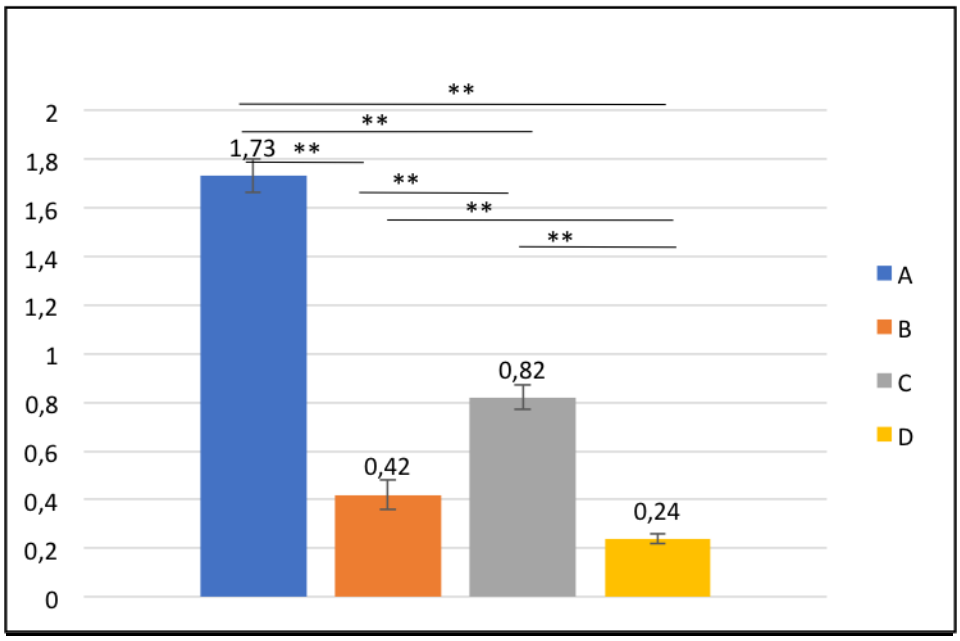
Çizelge 4.2. Yüzey pürüzlülük değerlerinin post-hoc analizi sonuçları

PEKK Test Materyali Yüzey İşlemi Grupları		p^3
A grubu	B grubu	**<0,001**
	C grubu	**<0,001**
	D grubu	**<0,001**
B grubu	C grubu	**<0,001**
	D grubu	**<0,001**
C grubu	D grubu	**<0,001**

Anlamlılık düzeyi p^3<0,008; Mann-Whitney U test[3].

Tüm yüzey işlemi gruplarına (A, B, C, D) ilişkin post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre ise, A grubu ve B grubu arasında, A grubu ve C grubu arasında, A grubu ve D grubu

arasında Ra'nın 2. ölçümü açısından istatistiksel anlamlı farklılık görülmüştür (p<0,001). Aynı zamanda B grubu ve C grubu arasında, B grubu ve D grubu arasında Ra'nın 2. ölçümü açısından istatistiksel anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,001). C grubu ve D grubu arasında da Ra'nın 2. ölçümü açısından istatistiksel anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,001) (Çizelge 4.2.) (Şekil 4.2).



		A grubu	B grubu	C grubu	D grubu
Yüzey pürüzlülüğü (Ra) 2. ölçüm	Ort.	1,73	0,42	0,82	0,24
	Ss	0,07	0,06	0,05	0,02

** gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade etmektedir.

Şekil 4.2. 2. ölçüm yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapma sonuçları

4.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması

Lityum disilikat cam seramik materyalinin, tüm yüzey işlemi gruplarına ait PEKK test örneklerinin yüzeyinden ayrıldığı andaki maksimum kuvvet değeri Newton (N) biriminden ölçüldü. Makaslama bağlanma dayanımı değerinin MPa cinsinden elde edilebilmesi için kırılma yükü (N), bağlanma alanı olan 50,27 mm^2'ye bölündü. Tüm gruplara (A, B, C, D) ait makaslama bağlanma dayanımı değerleri Çizelge 4.3'de verilmiştir.

Çizelge 4.3. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri

						p^1
PEKK Test Materyali Yüzey İşlemi Grupları		A grubu	B grubu	C grubu	D grubu (Kontrol)	
Termal döngü ile yaşlandırma uygulanan gruplar		ATC+	BTC+	CTC+	DTC+	
Makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)	Ort.±Ss	11,02±3,25	10,86±2,95	12,3±3,1	8,41±4,01	0,249
	Med. (Min.-Maks.)	9,77 (8,04-18,01)	11,33 (6,21-15,2)	10,88 (9,21-18,49)	9,38 (0,77-13,84)	
Termal döngü ile yaşlandırma uygulamayan gruplar		ATC-	BTC-	CTC-	DTC-	
Makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)	Ort.±Ss	13,53±1,84	11,86±2,83	8,67±2,43	9,14±2,53	**<0,001**
	Med. (Min.-Maks.)	12,77 (11,77-16,65)	12,57 (4,19-14,09)	9,24 (4,83-11,89)	8,64 (6,96-15,24)	
p^2		**0,015**	0,393	**0,011**	0,853	

Termal döngü uygulanan grup (TC+),
Termal döngü uygulanmayan grup (TC-),
Medyan (Minimum-Maksimum) değeri [Med. (Min.-Maks.)],
Ortalama± Standart sapma değeri (Ort. ± Ss),
Anlamlılık düzeyi $p^1<0,05$, $p^2<0,05$; Kruskal Wallis test[1], Mann Whitney U test[2].

Termal döngü işlemi uygulanan test örneklerinde (TC+), CTC+ grubu en yüksek bağlanma dayanımı değeri (12,3±3,1 MPa) gösterirken, DTC+ (kontrol) grubunda en düşük bağlanma dayanımı değeri (8,41±4,01 MPa) görülmüştür. BTC+ grubunun bağlanma dayanımı değeri 10,86±2,95 MPa iken ATC+ grubunun bağlanma dayanımı değeri 11,02±3,25 MPa bulunmuştur (Çizelge 4.3).

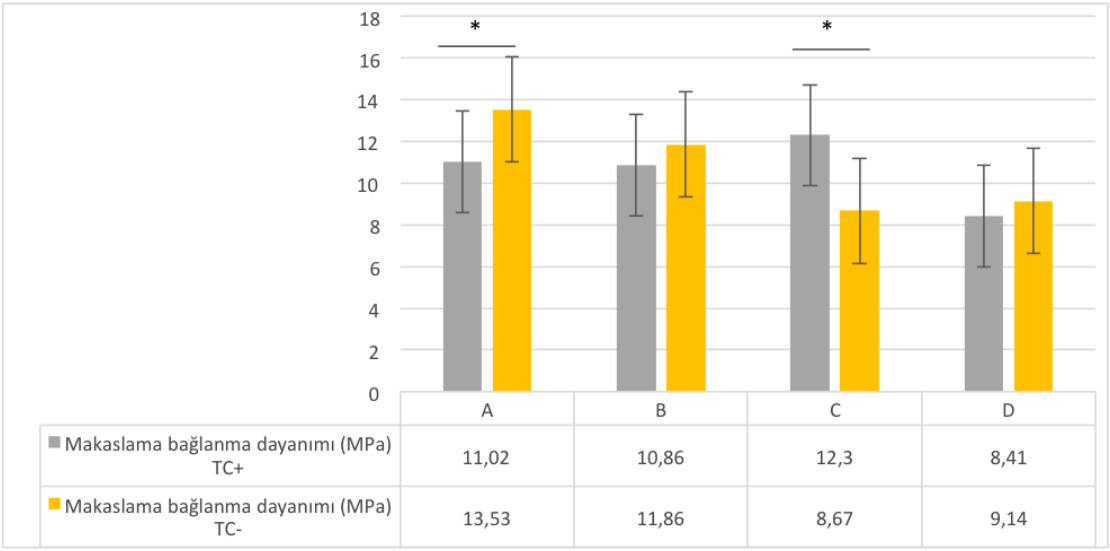
Termal döngü işlemi uygulanmayan test örneklerinde (TC-) ise, ATC- grubu en yüksek bağlanma dayanımı değeri (13,53±1,84 MPa) gösterirken, CTC- grubunda en düşük bağlanma dayanımı değeri (8,67±2,43 MPa) gözlemlenmiştir. BTC- grubunun bağlanma dayanımı değeri 11,86±2,83 MPa iken, DTC- (kontrol) grubunun bağlanma dayanımı değeri 9,14±2,53 MPa bulunmuştur (Çizelge 4.3).

Makaslama bağlanma dayanımı değerleri normal dağılım göstermediğinden 4 ayrı yüzey işlemi grubu arasındaki karşılaştırmalar non-parametrik Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. Makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde termal döngü uygulanan yüzey işlemi gruplarının (ATC+, BTC+, CTC+, DTC+) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır (p=0,249). Buna karşılık termal döngü uygulanmayan yüzey

işlemi gruplarının (ATC-, BTC-, CTC-, DTC-) sonuçları arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). (Çizelge 4.3).

Her bir yüzey işlemi grubundaki test örneklerinin (A, B, C, D) aynı grup için termal döngü işlemi uygulanan alt grubunun makaslama bağlanma dayanımı değeri ile termal döngü uygulanmayan alt grubunun (ATC+ ile ATC-, BTC+ ile BTC-, CTC+ ile CTC-, DTC+ ile DTC-) makaslama bağlanma dayanımı değeri istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. A grubunun termal döngü uygulanan (ATC+) ve uygulanmayan (ATC-) alt grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0,015$). Benzer sonuçlar C grubunun da termal döngü uygulanan (CTC+) ve uygulanmayan (CTC-) alt grupları arasında (istatistiksel olarak anlamlı farklılık) saptanmıştır ($p=0,011$). Fakat B grubunun termal döngü uygulanan (BTC+) ve uygulanmayan (BTC-) alt grupları arasında ($p=0,393$) ve kontrol grubunun (D) termal döngü uygulanan (DTC+) ve uygulanmayan (DTC-) alt grupları arasında ($p=0,853$) istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır (Çizelge 4.3) (Şekil 4.3).

A grubu, B grubu ve D (kontrol) grubunda termal döngü uygulanmayan alt grupların (ATC-, BTC-, DTC-) makaslama bağlanma dayanımı değeri (sırasıyla 13,53±1,84 MPa, 11,86±2,83 MPa, 9,14±2,53 MPa) termal döngü uygulanan alt grupların (ATC+, BTC+, DTC+) bağlanma dayanımı değerine (sırasıyla 11,02±3,25 MPa, 10,86±2,95 MPa, 8,41±4,01 MPa) göre daha yüksek bulunmuştur. C grubunda ise, termal döngü uygulanmayan alt grubun (CTC-) makaslama bağlanma dayanımı değeri (8,67±2,43 MPa), termal döngü uygulanan alt grubun (CTC+) makaslama bağlanma dayanımı değerine (12,3±3,1 MPa) göre daha düşük bulunmuştur (Çizelge 4.3) (Şekil 4.3).



* aynı yüzey işlemi uygulanmış grup içinde termal döngü uygulanan ve uygulanmayan alt gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade etmektedir.

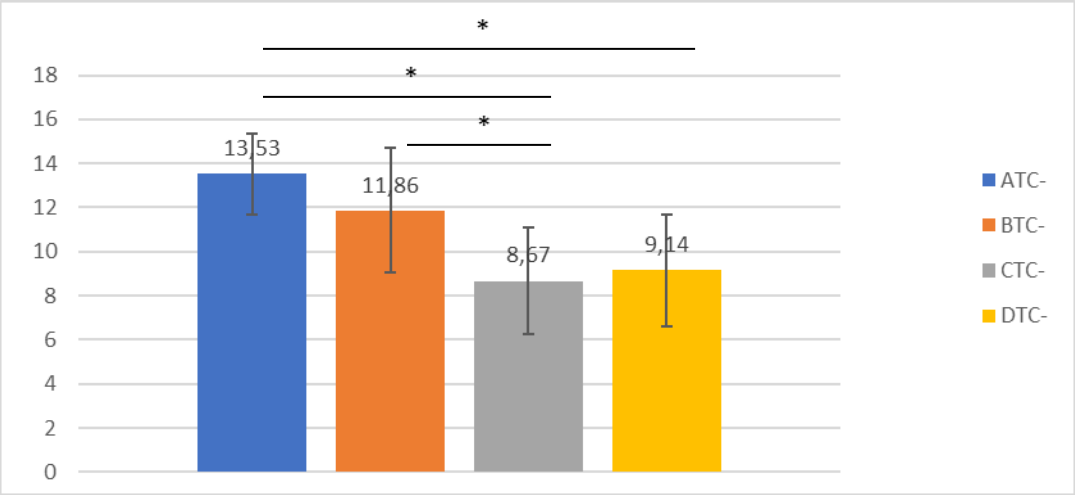
Şekil 4.3. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri grafiği

Çizelge 4.4. Termal döngü uygulanmayan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin post-hoc analizi sonuçları

		p^2
ATC-	BTC-	0,436
	CTC-	**<0,001**
	DTC-	**0,001**
BTC-	CTC-	**0,003**
	DTC-	0,019
CTC-	DTC-	0,971

Anlamlılık düzeyi $p^2<0,008$; Mann-Whitney U test[2].

Makaslama bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel olarak normal dağılıma uygunluk göstermediğinden, termal döngü uygulanmayan yüzey işlemi gruplarının (ATC-, BTC-, CTC-, DTC-) post-hoc ikili karşılaştırmaları Mann Whitney U testi ile yapılmıştır. ATC- ve CTC- ($p<0,001$), ATC- ve DTC- ($p=0,001$), BTC- ve CTC- ($p=0,003$) grupları arasında makaslama bağlanma dayanımı değeri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir. ATC- ve BTC- ($p=0,436$); BTC- ve DTC- ($p=0,019$); CTC- ve DTC- ($p=0,971$) grupları arasında ise, makaslama bağlanma dayanımı değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmemiştir (Çizelge 4.4) (Şekil 4.4).



		ATC-	BTC-	CTC-	DTC-
Makaslama bağlanma dayanımı	Ort	13,53	11,86	8,67	9,14
	Ss	1,84	2,83	2,43	2,53

* gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade etmektedir.

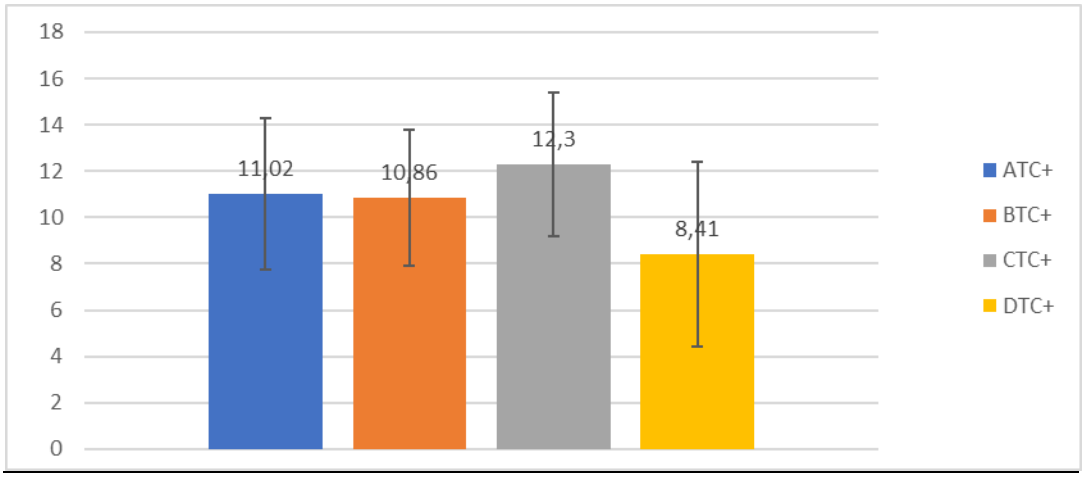
Şekil 4.4. Termal döngü uygulanmayan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapma sonuçları grafiği

Çizelge 4.5. Termal döngü uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin post-hoc analizi sonuçları

		p^2
ATC+	BTC+	0,853
	CTC+	0,143
	DTC+	0,393
BTC+	CTC+	0,579
	DTC+	0,165
CTC+	DTC+	0,105

Anlamlılık düzeyi $p^2<0,008$; Mann-Whitney U test[2].

ATC+, BTC+, CTC+, DTC+ gruplarının makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasındaki post-hoc ikili karşılaştırmada ise, gruplar arasında anlamlı farklılık belirlenmemiştir (Çizelge 4.5) (Şekil 4.5).



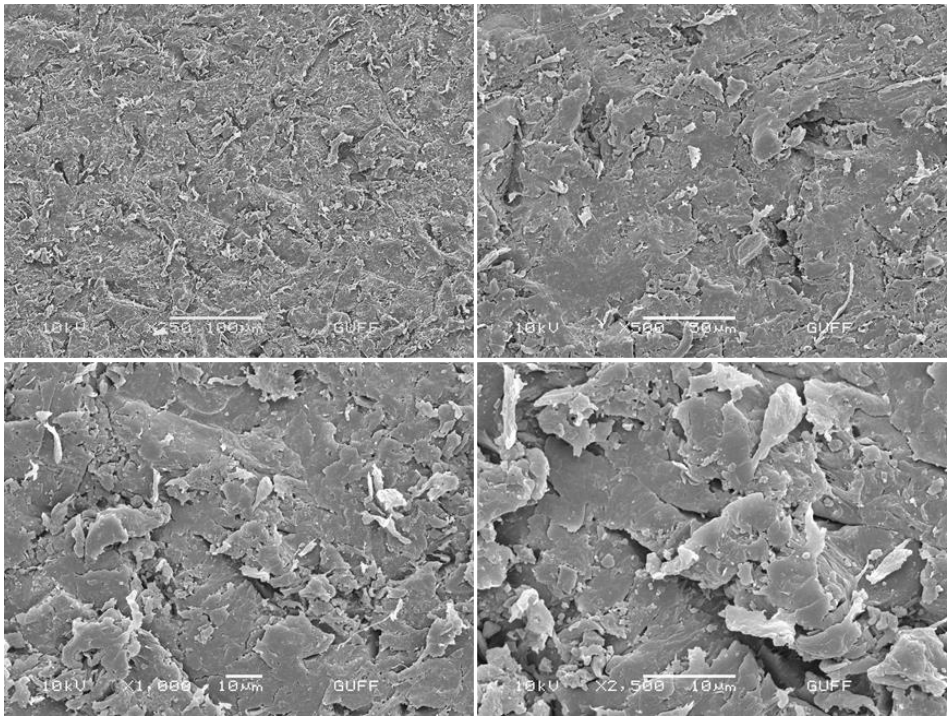
		ATC+	BTC+	CTC+	DTC+
Makaslama bağlanma dayanımı	Ort	11,02	10,86	12,3	8,41
	Ss	3,25	2,95	3,1	4,01

Şekil 4.5. Termal döngü uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapma sonuçları grafiği

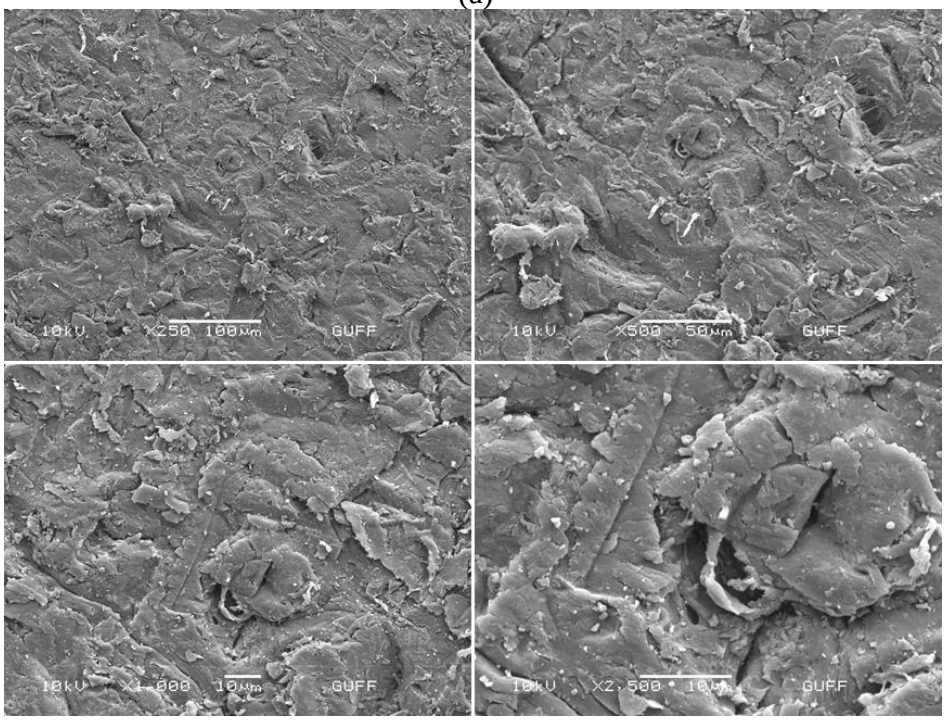
4.3. SEM Analizi Bulguları

PEKK test örneklerine yapılan yüzey işlemleri sonrası, her bir gruptan (A, B, C, D) yüzey pürüzlülüğü değeri ortalamaya en yakın 2 test örneği taramalı elektron mikroskobunda incelendi. Test örneklerinin görüntüleri x250, x500, x1000, ve x2500 büyütmeler ile kaydedildi.

A grubunda (Resim 4.1) girintili ve çıkıntılı, içlerinde gömülü çokgen (polygonal) şekilli Al_2O_3 bulunan düzensiz, çatlak bir yüzey görülmüştür. Yüzey işlemi uygulanmamış PEKK test örnekleri (D grubu) ile karşılaştırıldığında daha pürüzlü ve engebeli bir yüzeye sahip olduğu tespit edilmiştir. B grubuna göre ise, A grubunun yüzeylerinin daha düzensiz, vurgulu ve dağınık yüzey görüntüsüne sahip olduğu görülmüştür. Aynı zamanda D grubunda gözlenen polisaj kaynaklı çiziklerin ortadan kalktığı tespit edilmiştir. Bu sonuç, kumlama yüzey işleminin yüzeyi aşındırarak undercutlara sebep olduğunu göstermektedir.



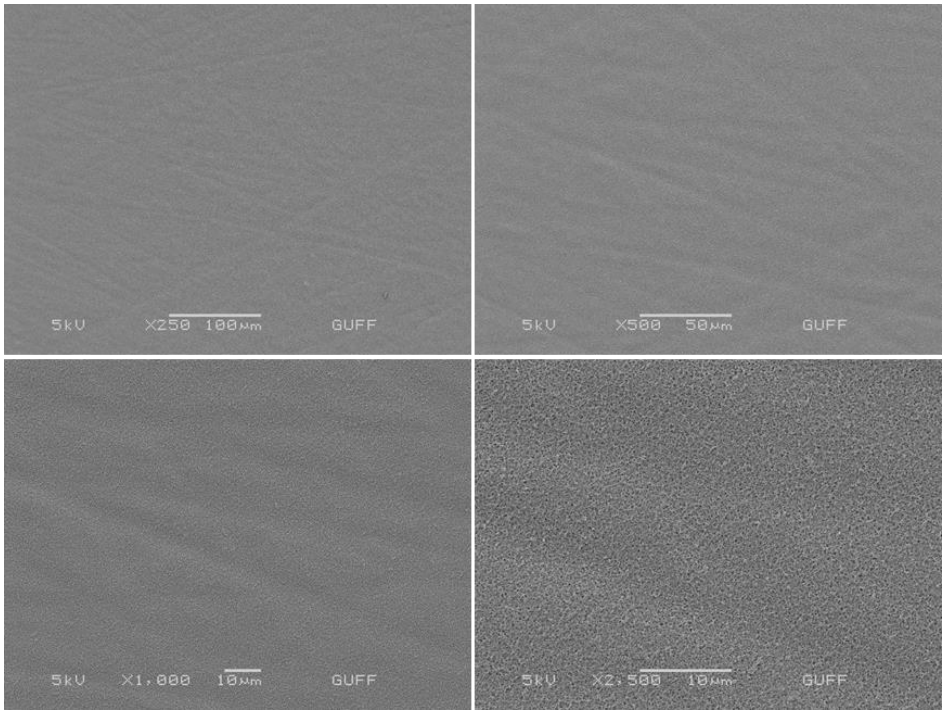
(a)



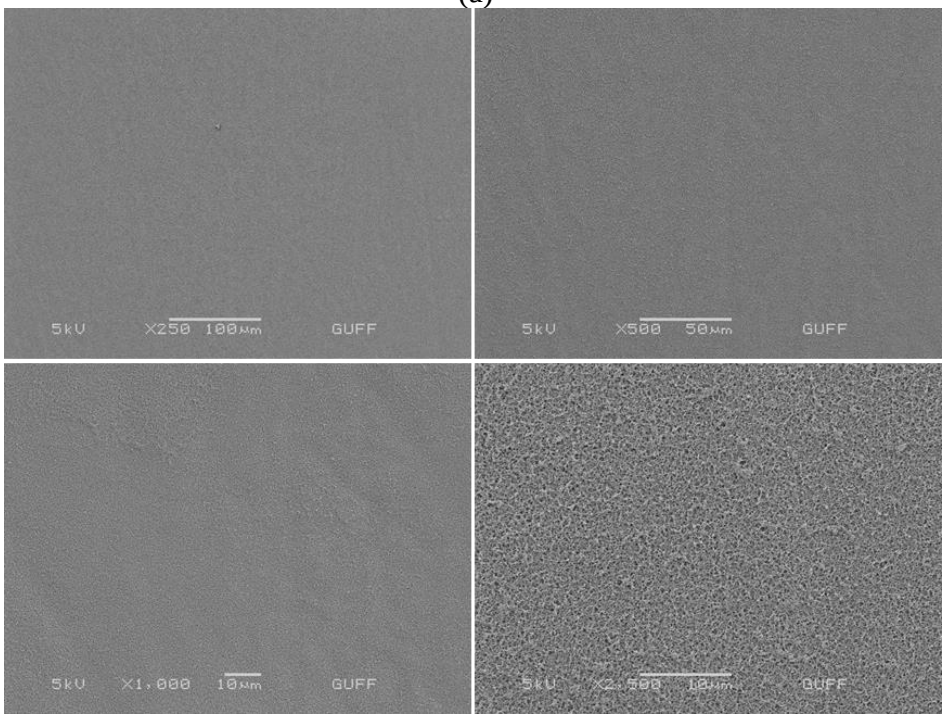
(b)

Resim 4.1. A grubuna ait iki test örneğinin x250, x500, x1000, x2500 büyütmede SEM görüntüsü

B grubunda (Resim 4.2) uygulanan piranha solüsyonu, PEKK yüzeyinin çözünmesine neden olarak çok sayıda yuvarlak mikro gözenekli ve bal peteğine benzer bir yüzey görüntüsü oluşturmuştur.



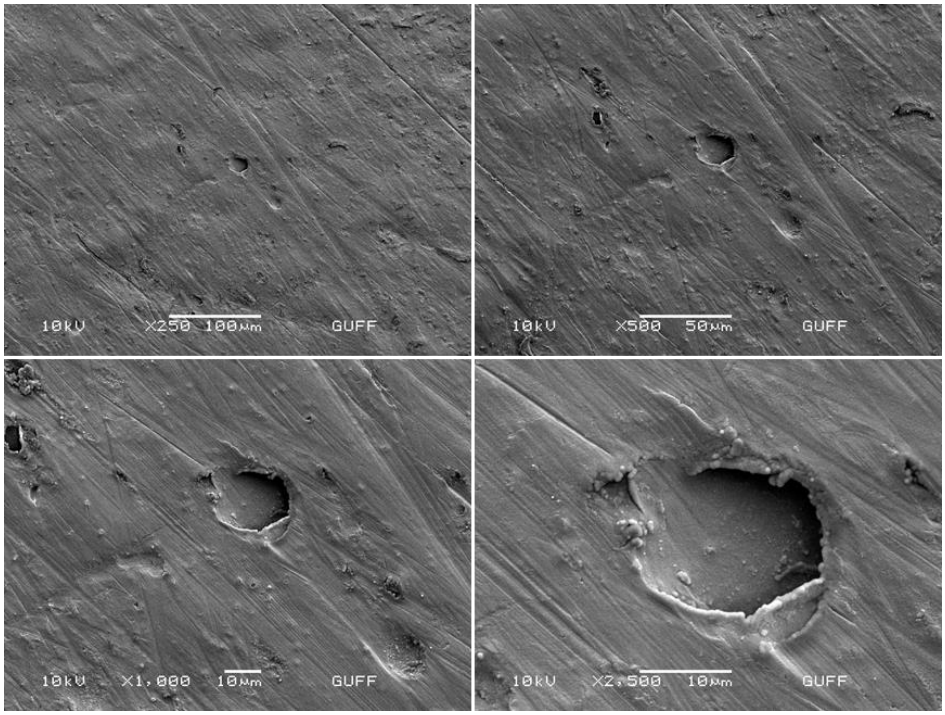
(a)



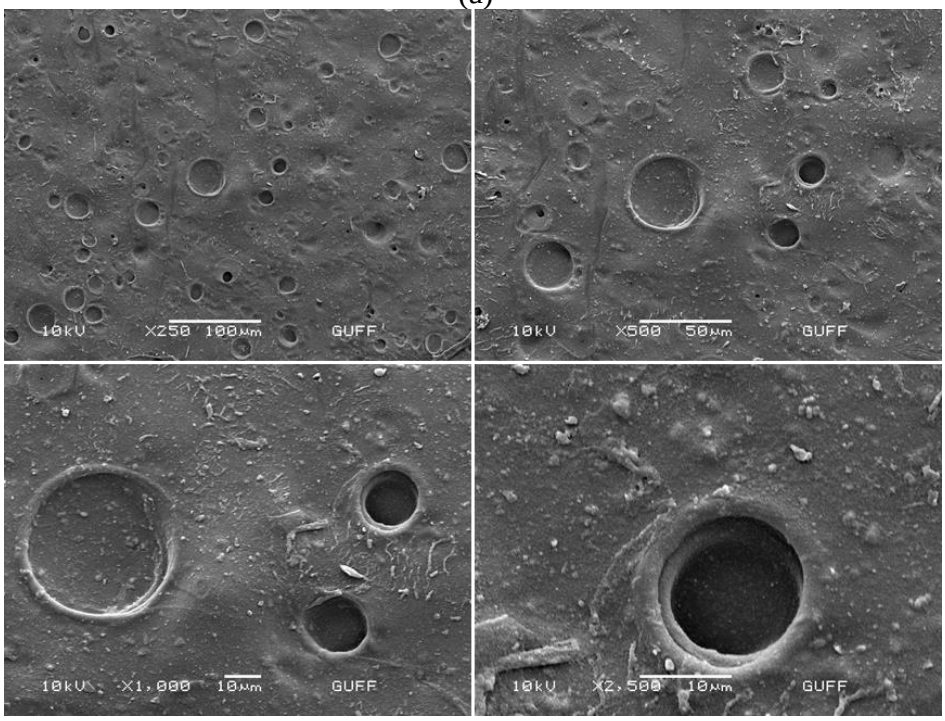
(b)

Resim 4.2. B grubuna ait iki test örneğinin x250, x500, x1000, x2500 büyütmede SEM görüntüsü

C grubunda (Resim 4.3) küçük çatlaklar ile birlikte gözenekli bir yapı gözlemlenmiştir. C grubunda gözlemlenen gözeneklerin büyüklüğü Resim 4.4'de gösterilmiştir.

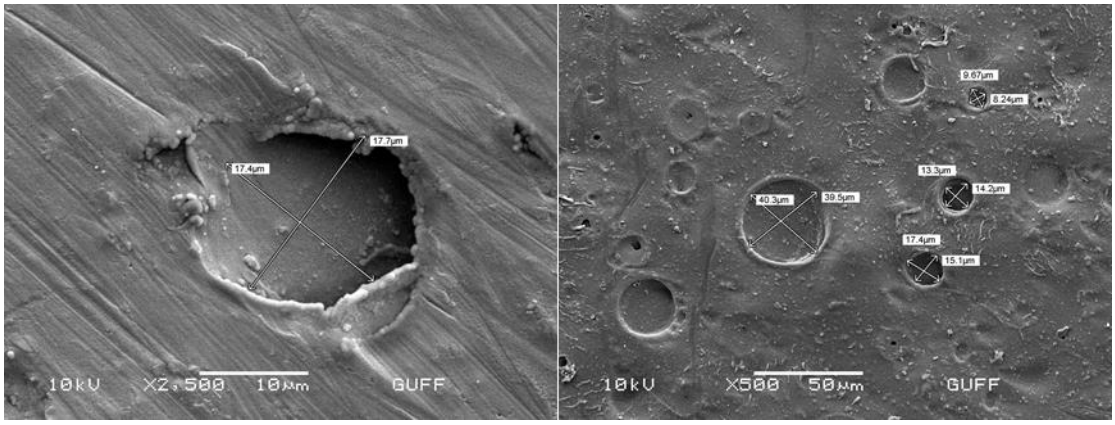


(a)



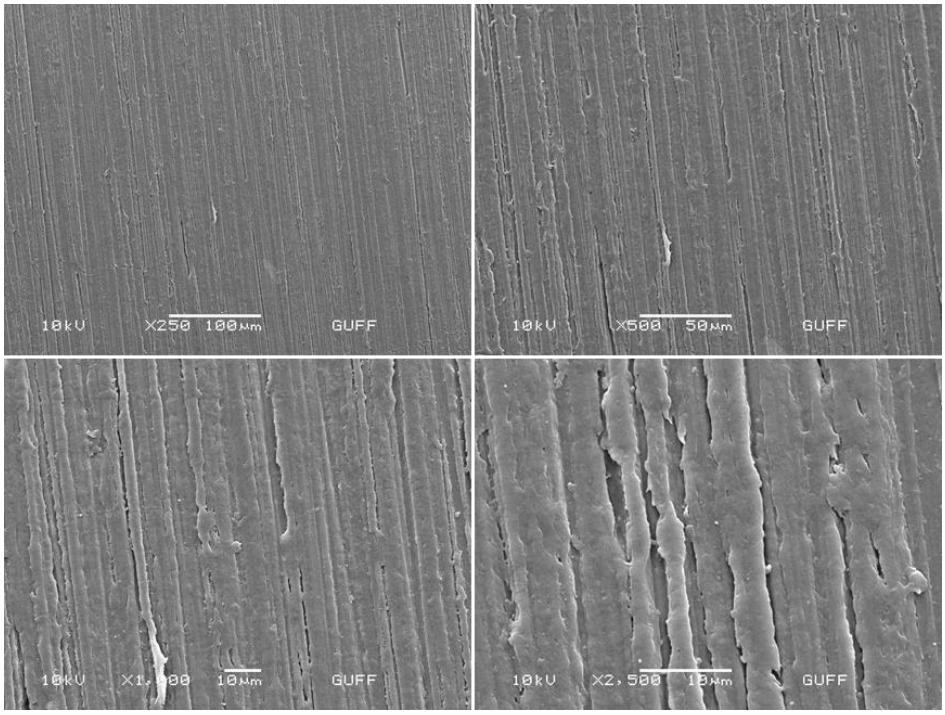
(b)

Resim 4.3. C grubuna ait iki test örneğinin x250, x500, x1000, x2500 büyütmede SEM görüntüsü

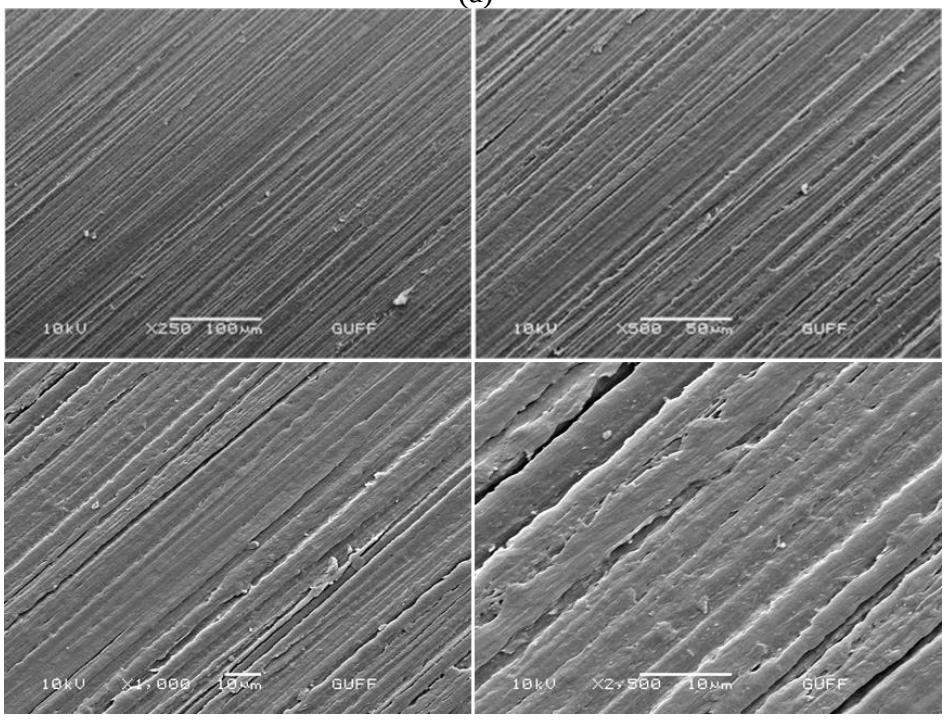


Resim 4.4. C grubuna ait iki test örneğinin gözenek büyüklüğünün ölçülmesi

Polisajlı kontrol grubu PEKK test örneklerinin (D grubu) (Resim 4.5) yüzeyinde ise, polisaj işlemi sırasında kullanılan zımparadan kaynaklı bazı küçük çizikler, oluklar ve kopan küçük PEKK talaşları gözlenmesine rağmen pürüzsüz, düzenli ve engebesiz düz bir yapı sergilediği görülmüştür.



(a)



(b)

Resim 4.5. D grubuna ait iki test örneğinin x250, x500, x1000, x2500 büyütmede SEM görüntüsü

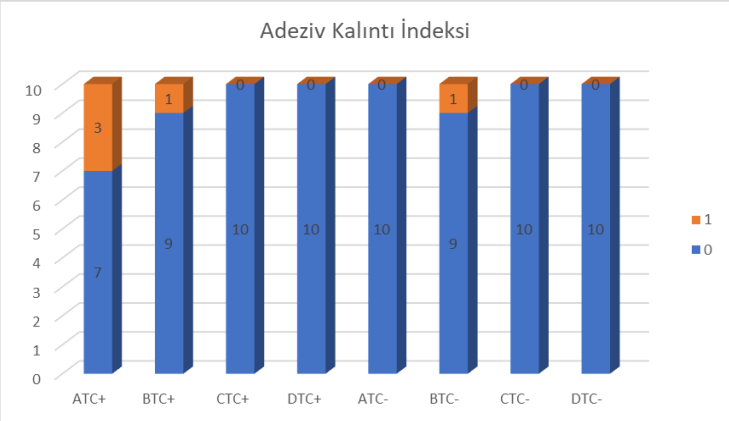
4.4. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası başarısızlık tiplerinin belirlenebilmesi için tüm test örneklerinin kırık tipleri x8 büyütmede incelendi. Her bir test örneğine ait başarısızlık tipi, Adeziv Kalıntı İndeksi kullanılarak 0, 1, 2 ve 3 olarak skorlandı. Test gruplarına ait başarısızlık tipleri Çizelge 4.6'da ve Şekil 4.6'da gösterildi.

0: PEKK test örneği üzerindeki bağlanma alanında rezin siman kalmadı
1: PEKK test örneği üzerindeki bağlanma alanının yarısından azında rezin siman kaldı
2: PEKK test örneği üzerindeki bağlanma alanının yarısından fazlasında rezin siman kaldı
3: PEKK test örneği üzerindeki bağlanma alanının tamamında rezin siman kaldı

Çizelge 4.6. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda oluşan ve ışık mikroskobu ile belirlenen başarısızlık tipi skorlaması ve yüzdeleri

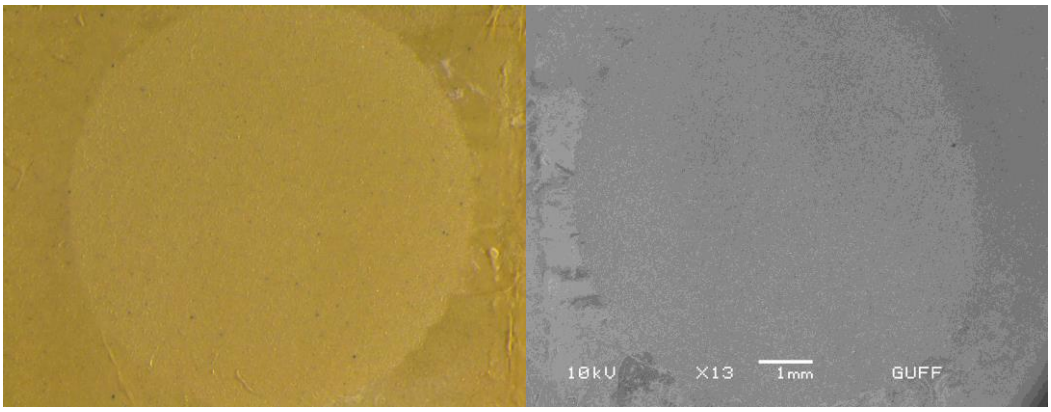
Adeziv Kalıntı İndeksi	0		1		2		3	
	n	%	n	%	n	%	n	%
ATC+	7	70,0	3	30,0	0	0,0	0	0,0
BTC+	9	90,0	1	10,0	0	0,0	0	0,0
CTC+	10	100,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
DTC+	10	100,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
ATC-	10	100,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
BTC-	9	90,0	1	10,0	0	0,0	0	0,0
CTC-	10	100,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
DTC-	10	100,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0



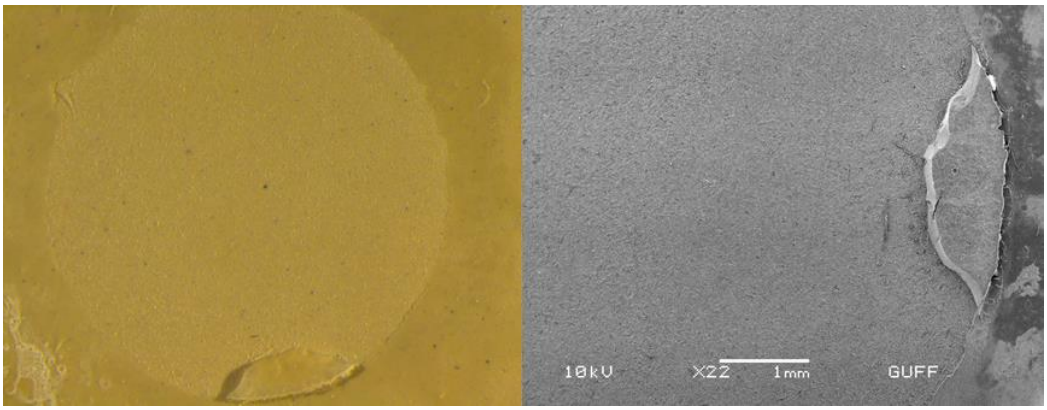
Şekil 4.6. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda oluşan ve ışık mikroskobu ile belirlenen başarısızlık tipi skorlaması grafiği

4.4.1. Işık mikroskobu ve SEM analizi bulguları

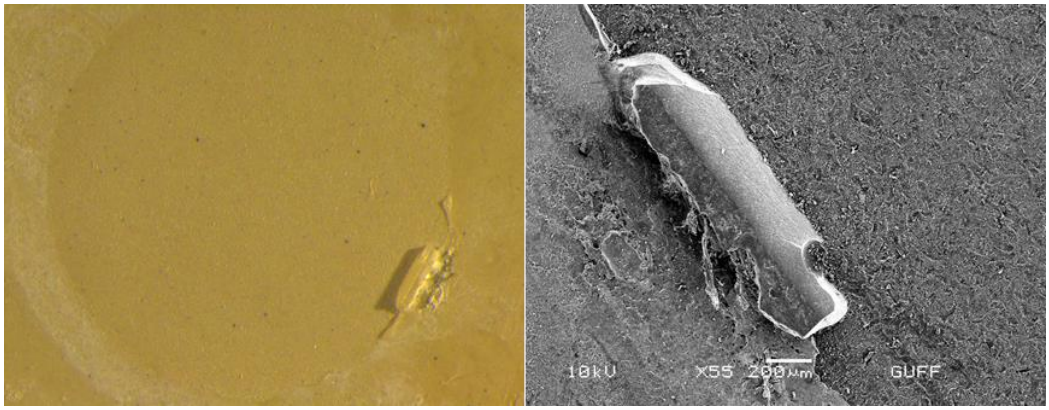
ATC+ grubunda bulunan 10 adet test örneğinin; 7'sinde ARI 0 skorlaması (Resim 4.6), 3'ünde ise ARI 1 skorlaması tespit edilmiştir. ARI 1 skoruna sahip test örneklerinin ışık mikroskobu görüntüleri Resim 4.7, Resim 4.8 ve Resim 4.9'da gösterilmiştir.



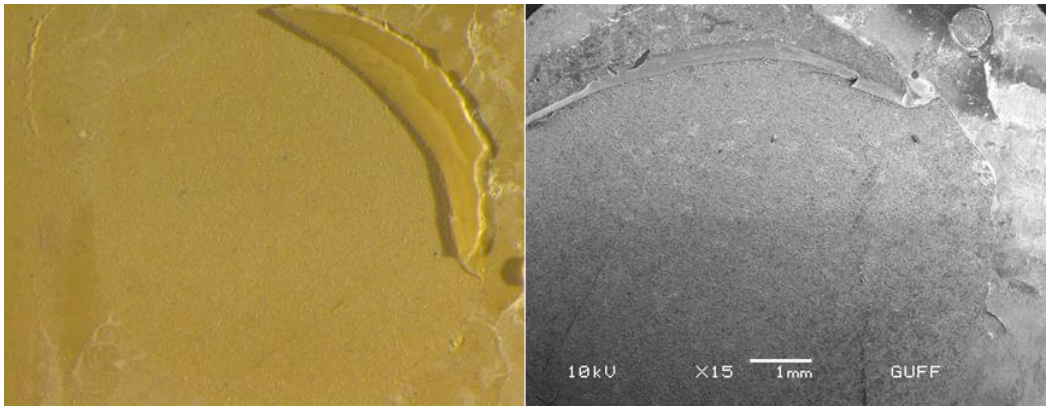
Resim 4.6. ATC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (9. test örneği)



Resim 4.7. ATC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 1 skor (4. test örneği)

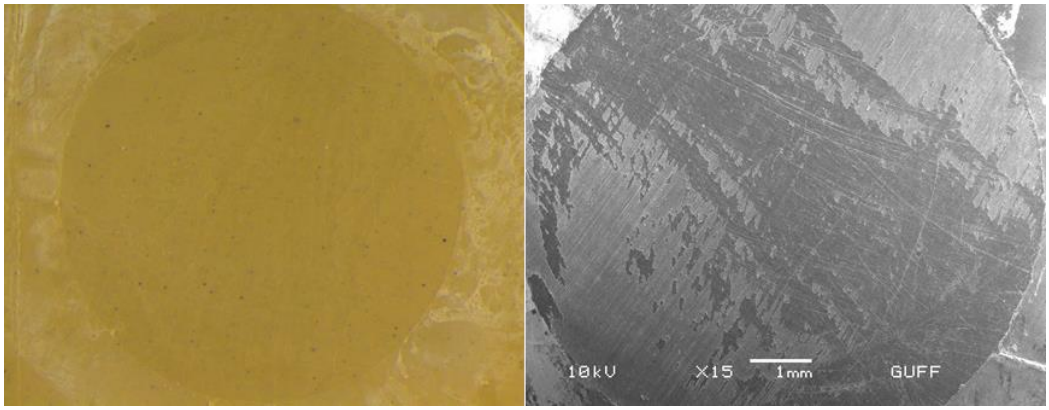


Resim 4.8. ATC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 1 skor (5. test örneği)

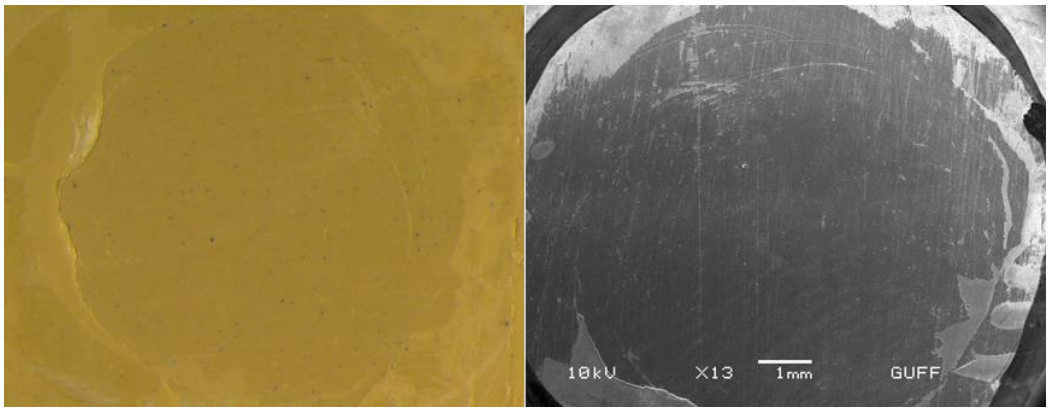


Resim 4.9. ATC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 1 skor (6. test örneği)

BTC+ grubunda bulunan test örneklerinin (n=10) 9'unda ARI 0 skorlaması (Resim 4.10), 1'inde ise ARI 1 skorlaması tespit edilmiştir. ARI 1 skoruna sahip test örneğinin ışık mikroskobu görüntüsü Resim 4.11'de gösterilmiştir.

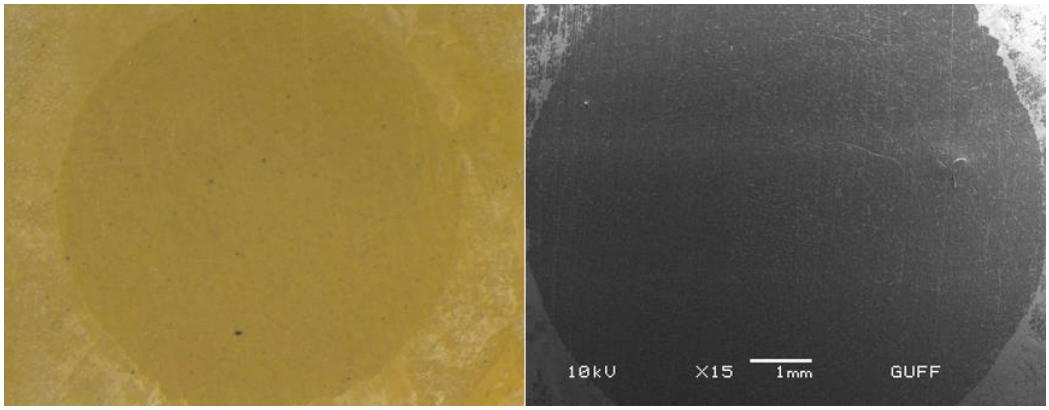


Resim 4.10. BTC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (2. test örneği)



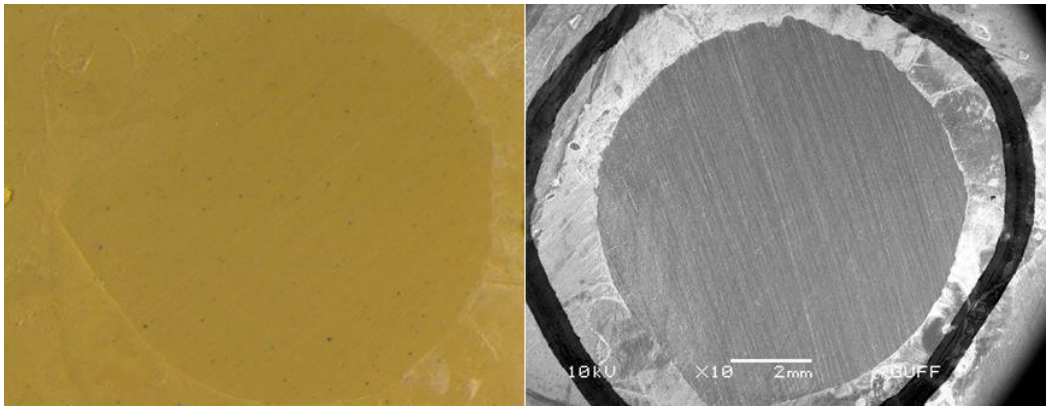
Resim 4.11. BTC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 1 skor (5. test örneği)

CTC+ grubunda bulunan test örneklerinin (n=10) tamamında ARI 0 skorlaması tespit edilmiştir (Resim 4.12).



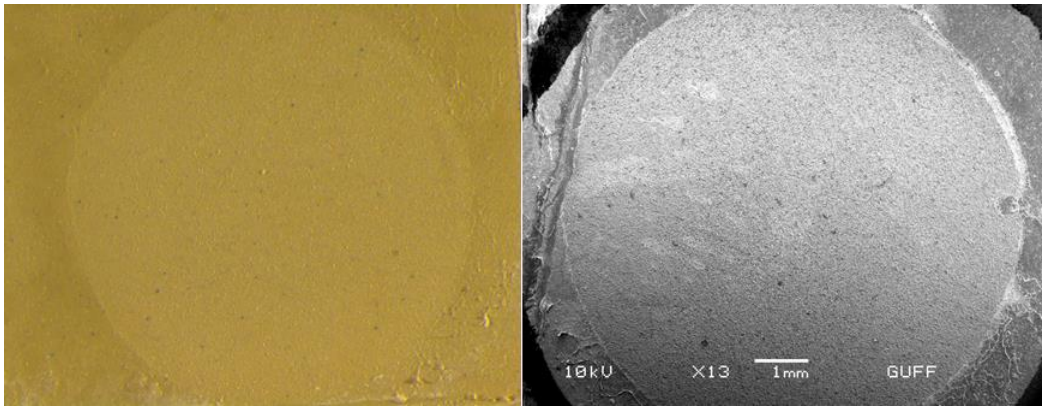
Resim 4.12. CTC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (5. test örneği)

DTC+ grubunda bulunan test örneklerinin (n=10) tamamında ARI 0 skorlaması tespit edilmiştir (Resim 4.13).



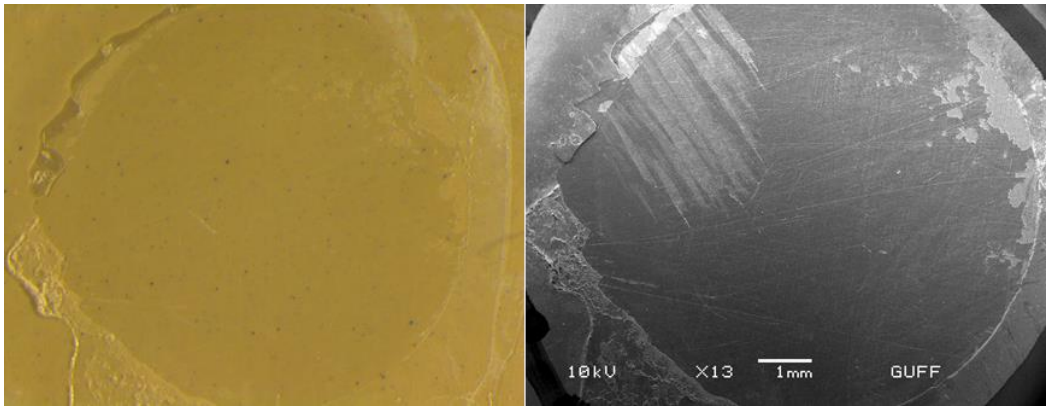
Resim 4.13. DTC+ grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (4. test örneği)

ATC- grubunda bulunan test örneklerinin (n=10) tamamında ARI 0 skorlaması tespit edilmiştir (Resim 4.14).

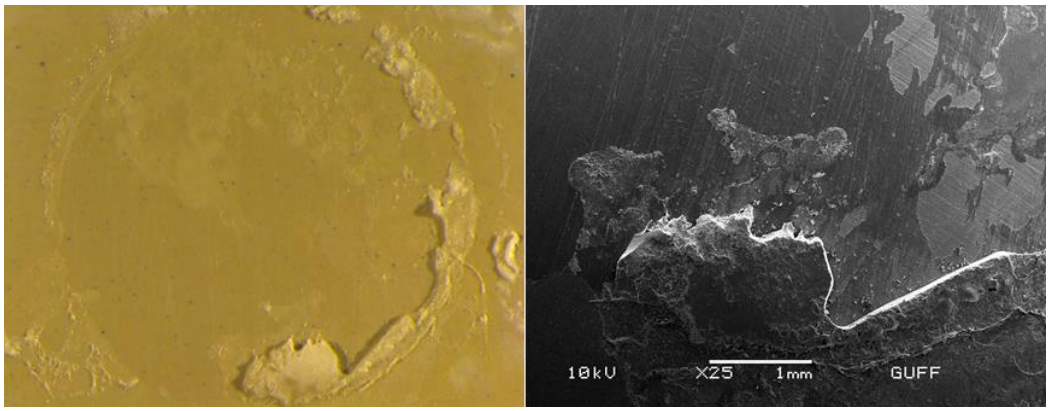


Resim 4.14. ATC- grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (2. test örneği)

BTC- grubunda bulunan test örneklerinin (n=10) 9'unda ARI 0 skorlaması (Resim 4.15), 1'inde ise ARI 1 skorlaması tespit edilmiştir. ARI 1 skoruna sahip test örneğinin ışık mikroskobu görüntüsü Resim 4.16'da gösterilmiştir.

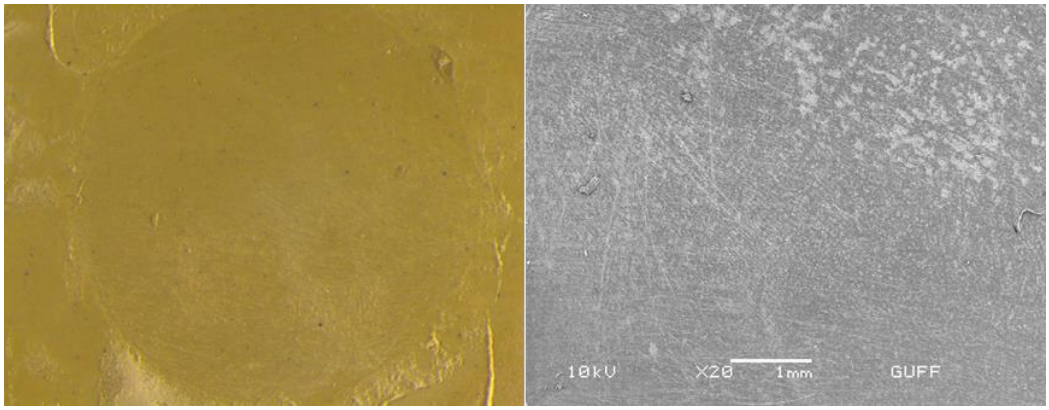


Resim 4.15. BTC- grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (10. test örneği)



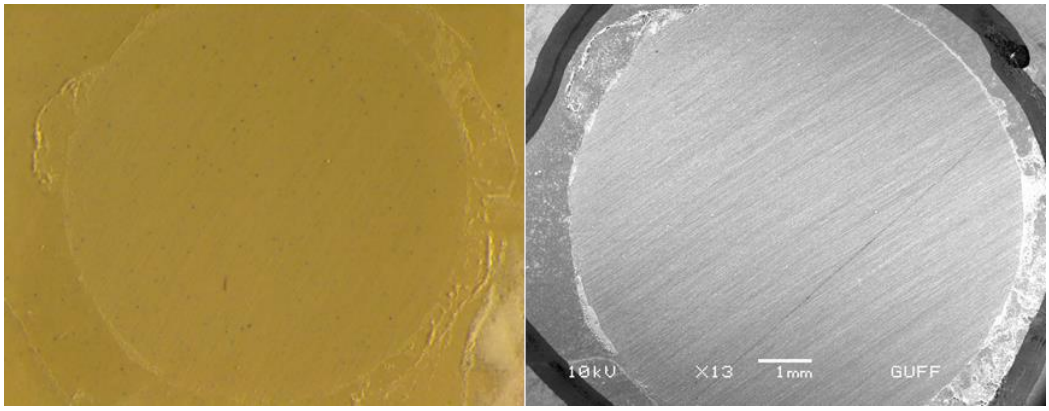
Resim 4.16. BTC- grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 1 skor (1. test örneği)

CTC- grubunda bulunan test örneklerinin (n=10) tamamında ARI 0 skorlaması tespit edilmiştir (Resim 4.17).



Resim 4.17. CTC- grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (2. test örneği)

DTC- grubunda bulunan test örneklerinin (n=10) tamamında ARI 0 skorlaması tespit edilmiştir (Resim 4.18).



Resim 4.18. DTC- grubu ışık mikroskobu ve SEM görüntüsü-ARI 0 skor (6. test örneği)

5. TARTIŞMA

PEKK materyalinin çok sayıda avantajı (iyi darbe dayanımı, kimyasal direnç, yüksek mekanik yorulma dayanımı, çok düşük sıvı emilimi, yüksek aşınma özellikleri) bulunmasına karşın [139] grimsi beyazımsı rengi ve düşük yarı saydamlılığı sebebi ile monolitik diş restorasyonu olarak kullanımını sınırlanmakta, estetik sonuçların elde edilebilmesi için mutlaka veneer malzeme ile kaplanması gerekmektedir [12]. PEKK üstü kaplama malzemesi olarak kompozit kullanılabilirken [9, 12, 21, 167], teleskopik alt yapı üzerine lityum disilikat cam seramik kronlar rezin siman ile yapıştırılarak da kullanılabilmektedir [8]. Çalışmamızda PEKK materyalinin rezin siman ile lityum disilikat cam seramiğe bağlanması sonucu PEKK-seramik arasındaki bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir.

Günümüzde yeni bir dental materyal olan PEKK hakkında yeterli klinik veriler bulunmamaktadır. Aynı zamanda kaplama malzemelerine bağlanması hakkında da yeterli çalışma literatürde mevcut değildir. PEKK'nin kullanımı üretici firmanın tavsiyelerine ve PEEK ile ilgili çalışmalara dayanmaktadır.

PEEK materyali düşük yüzey enerjisine sahip olmasının yanı sıra farklı mekanik kimyasal işlemlerle yüzey işlemlerine karşı direnç göstermesi nedeniyle kompozit rezinler ile PEEK yüzeyleri arasında yeterli bağ kuvveti sağlamak ek bir zorluk oluşturmaktadır. Bu durum PEEK'nin klinik olarak kullanımında bir problem olarak güncelliğini korumaya devam etmektedir [16]. Kimyasal yapı olarak farklı olmasına karşın PEKK de PEEK'ye benzer şekilde düşük yüzey enerjisine sahiptir. Farklı yüzey işlemlerinin kompozit rezin kaplama malzemelerinin PEKK ile bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini inceleyen çok az çalışma bulunmaktadır [12, 21-23]. PEKK'nin seramik materyali ile olan bağlanma dayanımı ile ilgili bir çalışmaya ise henüz rastlanılmamıştır. Bu sebeple çalışmamızda PEKK yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, PEKK ile lityum disilikat cam seramik materyali arasındaki makaslama bağlanma dayanımı üzerine olan etkileri değerlendirilmiştir. Aynı zamanda termal döngü ile klinik koşullar taklit edilerek ağız içi şartların bağlanma dayanımına etkisi de değerlendirilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmalarda verilerin doğru bir şekilde kıyaslanabilmesi için öncelikle test edilen örneklerin yüzeylerinin standart bir hale

getirilmesi gerekmektedir. PEKK ile ilgili pek çok çalışma zımparalama işlemi için 180 gritten 1200 gride kadar farklı grenlere sahip silikon karbit zımparaları tercih etmiştir [12, 21-23, 163, 164, 240]. Çalışmamızda da PEKK test örneklerinin çeşitli yüzey işlemleri öncesi yüzey standardizasyonunu sağlamak amacıyla sırasıyla 600 grit, 800 grit ve 1200 grit silikon karbit zımparalar kullanılmıştır.

PEEK materyalinin yüzey enerjisini yükseltmek ve rezin esaslı materyaller ile bağlanma sorununu çözmek amacıyla asitleme, silika kaplama, kumlama, plazma ve lazer gibi pek çok yüzey pürüzlendirme işlemi kullanılmıştır [16-20]. Benzer şekilde PEKK yüzey enerjisini yükseltmek amacıyla çeşitli yüzey işlemleri uygulanan çalışmalar bulunmaktadır [12, 21-23].

Yüzey özelliklerini değiştirmek ve mikroretantif alanlar yaratarak rezin esaslı materyaller ile bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi uygulanan pek çok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalarda Al_2O_3 ile kumlamanın, yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyine kıyasla kompozit rezin veya rezin siman ile PEEK yüzeyinin bağlanma dayanımını arttırdığı ortaya konulmuştur [14, 16, 18, 20, 169, 172, 173].

PEKK materyalinin de rezin esaslı materyaller ile olan bağlanma dayanımını inceleyen bazı çalışmalar; PEKK yüzeylerine Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi uygulamasının PEKK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmektedir [12, 164, 209].

PEEK yüzeyinin Al_2O_3 ile kumlamayla pürüzlendirildiği birçok çalışmada 50 µm veya 110 µm partiküller kullanıldığı, kumlamanın 10 mm uzaklıktan 10 veya 15 sn süre ile 0,1; 0,2; 0,25 veya 0,4 MPa (1, 2, 2.5, 4 bar) basınçlarda uygulandığı bildirilmiştir [14, 16, 18, 20, 169, 172, 173].

PEKK yüzeyinin Al_2O_3 ile kumlamayla pürüzlendirildiği çalışmalarda da genellikle 50 µm veya 110 µm partiküller kullanıldığı, 1, 5, 10, 15 mm olarak farklı uzaklıklardan 5, 10, 15, 20 sn olarak farklı süreler ile 0,2; 0,5; 0,25; 0,3 MPa (2, 5, 2,5, 3 bar) basınçlarda uygulandığı rapor edilmiştir [12, 21, 23, 163, 164, 209].

Yukarıda sözü edilen PAEK materyalleri ile ilgili pek çok çalışmada yüzey pürüzlendirme işlemi olarak kumlamanın yaygın bir şekilde kullanıldığı görülmektedir. Bu nedenle çalışmamızda da benzer şekilde PEKK yüzeyini pürüzlendirme işlemlerinden biri olarak 2 bar basınçta 10 mm'lik mesafeden 60 sn süreyle 110 μm Al_2O_3 ile kumlama işlemi tercih edilmiştir.

PEEK materyalinin asitleme ile pürüzlendirildiği çalışmalarda [16-18, 169, 181, 198, 212, 241-244] sülfürik asit kullanıldığı gibi piranha solüsyonu kullanılan çalışmalar da [14, 18, 169, 172, 181, 241] mevcuttur. PEKK yüzeyinin ise, benzer şekilde sülfürik asit ile pürüzlendirildiği çalışmalar [12, 21, 22] olmasına karşın henüz piranha solüsyonu ile pürüzlendirildiği bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Hallmann ve diğerleri [172] PEEK yüzeyinin piranha solüsyonu ile pürüzlendirdikleri çalışmalarında, PEEK yüzeyine piranha solüsyonunun uygulanmasının sadece yüzeyin mikro pürüzlülüğünü artırmayacağını, ilave olarak fonksiyonel grup sayısını da artıracağını vurgulamışlardır. PEEK'nin yüzeyi sadece sülfürik asit ile pürüzlendirildiğinde, sülfürik asit sadece karbonil ve eter gruplarına saldırmaktadır. Piranha solüsyonu uygulandığında ise, hidrojen peroksitin sülfürik asit ile reaksiyonu sırasında salınan atomik oksijen, benzen halkası ile reaksiyona girmektedir. Bu durumun PEEK polimerinin oksidasyonuna, yüzey polaritesinin artmasına ve aromatik halkanın açılmasına sebep olacağını; böylece adezivle reaksiyona girebilen daha fazla fonksiyonel grubun açığa çıkacağını vurgulamışlardır. Aynı zamanda Al_2O_3 ile kumlamayla birlikte piranha solüsyonu uygulamasının yapılmasının sinerjistik bir etki sağlayacağını ve rezin materyalleri ile PEEK yüzeyleri arasındaki bağlanma dayanımını olumlu yönde etkileyeceğini ifade etmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre Al_2O_3 ile kumlanmış ve piranha solüsyonu ile pürüzlendirilmiş PEEK test örneklerinin kompozit rezin ile olan çekme bağlanma dayanımı sadece piranha solüsyonu ile pürüzlendirilmiş PEEK test örneklerine göre daha yüksek değerler göstermiştir.

Bu sebeple çalışmamızda PEKK test örneklerinin yüzeyinin piranha solüsyonu ile pürüzlendirilmesi bir yüzey işlemi grubu olarak belirlenmiştir. Diğer bir yüzey işlemi grubu ise, Al_2O_3 ile kumlama ve ardından piranha solüsyonu ile pürüzlendirme uygulamasıdır. PEEK materyalinin piranha solüsyonu ile pürüzlendirildiği çalışmalarda piranha solüsyonu genellikle 100 μL sülfürik asit ve hidrojen peroksitin 10:3 oranında karışımı olarak PEEK yüzeyine 30 sn uygulanmakta, 30 sn deiyonize su ile yıkanmakta ve

ardından 10 sn hava ile kurutulmaktadır [169, 172, 181, 241]. Çalışmamızda da aynı şekilde 100µl 10:3 oranında %98 sülfürik asit + %30 hidrojen peroksit karışımı (piranha solüsyonu) 30 sn boyunca PEKK test örneklerinin yüzeyine uygulanarak pürüzlendirilmiş ve ardından 30 sn distile su ile yıkanmıştır.

Farklı yüzey işlemlerinin ardından PEKK test örneklerinin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için benzer pek çok çalışmada [12, 21, 240] profilometre cihazı kullanılmaktadır. Bu çalışmaların ışığında çalışmamızda da çeşitli yüzey işlemleri uygulanmış PEKK test örneklerinin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi; ortalama yüzey pürüzlülük değerini (Ra) rakamsal olarak vermesi, etkili ve doğru bir şekilde ölçüm sağlaması sebebiyle profilometre cihazı kullanılarak yapılmıştır.

Literatürde farklı yüzey işlemlerinin PEKK üzerindeki etkisinin topografik değerlendirilmesinde SEM analizinden faydalanılmaktadır [12, 21, 22, 209, 240]. Bu analizlerde farklı büyütmelerde SEM görüntüleri alınmıştır. Çalışmamızda da her yüzey işlemi grubuna ait iki PEKK test örneği SEM ile incelenmiş ve x250, x500, x1000 ve x2500 büyütmede görüntü alınmıştır.

Çalışmalarda, yüksek performanslı polimer ve rezin esaslı materyaller (kompozit rezin, rezin siman) arasında uygun ve dayanıklı bir bağlanma oluşturmak için yüksek performanslı polimer (PEEK, PEKK) diş protezlerinin mekanik ve/veya kimyasal bir yüzey işlemi ile pürüzlendirilmesi gerekliliği, aynı zamanda bu yüzey işlemlerine ek olarak, bir bağlayıcı ajanın (adeziv) da yüzeye uygulanması gerekliliği vurgulanmıştır [181, 193, 198, 216].

PEEK yüzeyine MMA [180], asidik esterler [193], 10-MDP, 10-MDP ve silan [217], PETIA, MMA ve ilave dimetakrilatlar içerikli adezivlerin [14] uygulandığı ve PEEK materyalinin rezin siman veya kompozit rezin materyalleri ile olan bağlanma dayanımını olumlu yönde etkilediğini bildiren birçok çalışma bulunmaktadır.

Mevcut çalışmalar [14, 180, 217], MMA içerikli adezivlerin uygulanmasının, PEEK'nin kompozit rezinlere veya rezin simanlara bağlanma dayanımında daha yüksek değerlere ulaşılabilmesini sağladığını bildirse de, Lee ve diğerleri [12] PEKK ve kompozit rezinlerin

bağlanma dayanımında, PEKK yüzeyine MMA (Luxatemp Glaze and Bond, Visio.link) içerikli veya MDP (All-Bond Universal, Single Bond Universal) içerikli adeziv ajan uygulanması arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Aynı zamanda her ikisi de MDP içerikli adeziv olmasına rağmen Single Bond Universal (3M ESPE) adezivi uygulanan PEKK yüzeylerinin, All-Bond Universal (BISCO) adezivi uygulanan PEKK yüzeylerine göre kompozit rezinler ile daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine ulaştığını belirtmişlerdir. Benzer içerikli iki adeziv ajan arasındaki bu farkın Single Bond Universal adezivi içerisinde ayrıca bulunan silandan kaynaklı olduğunu düşündüklerini ifade etmişlerdir. Çünkü silan, çeşitli organik ve inorganik materyaller ile kimyasal reaksiyona giren iki farklı reaktif fonksiyonel gruba sahip bir adeziv destekleyicidir. Farklı materyallerin birleştirilmesinde kullanılmaktadır. Hidrolize edilebilir fonksiyonel gruplar, bir siloksan bağı (Si-O-Si) üreten inorganik substratların hidroksil grupları ile reaksiyona girebilmekte, bir C-C çift bağına sahip hidrolize edilemeyen organik fonksiyonel grup ise, kompozit rezinin monomerleri ile polimerize olabilmektedir. Yüzey işlemine maruz kalan PEKK materyalinde de bu reaksiyonu gerçekleştirecek bir miktar hidroksil grubunun oluştuğunu bildirmişlerdir.

Fuhrmann ve diğerleri [163] PEKK ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını incelemişler MMA içerikli adeziv ajanların (Luxatemp Glaze and Bond) uygulanmasının PEEK için olduğu gibi PEKK için de rezin siman bağlanmasında güçlü ve dayanıklı bir bağ elde etmek için ön koşul olduğunu vurgulamışlardır. Multifonksiyonel metakrilatların, adezivin PEKK yüzeyine infiltre olmasını kolaylaştırdığını ve bu durumun dayanıklı mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlanma sağladığını belirtmişlerdir.

Stawarczyk ve diğerleri [23] PEKK yüzeyinin kompozit rezin ile bağlanmasında; MMA, dimetakrilat ve PETIA içerikli adeziv ajan (Visio.link) uygulanan yüzeylerin MMA, difenil fosfin oksit içerikli adeziv ajan (Pekk Bond) uygulanan yüzeylere göre daha iyi bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Benzer içeriklere sahip adeziv ajanlar arasındaki bu farkın Visio.link içerisindeki PETIA'dan kaynaklandığını, PETIA'nın bir çözücü olarak PAEK materyalleri üzerinde çok etkili olduğunu ifade etmişlerdir. Adeziv ajanlar uygulanmadan sadece plazma yüzey işlemi yapılmış PEKK yüzeylerinin ise, en düşük bağlanma dayanımı değerlerini gösterdiğini vurgulamışlardır.

Çalışmamızda benzer şekilde adeziv ajan olarak, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak PEKK test örneklerinin yüzeyine fırça yardımı ile ince bir tabaka MMA, difenil fosfin oksit içerikli adeziv ajan (Pekk Bond) uygulanmış ve 90 sn boyunca, 380-550 nm dalga boyu aralığı olan polimerizasyon cihazı ile polimerizasyonu sağlanmıştır. Ardından rezin siman ile seramik materyaline bağlanması sağlanmıştır.

Çalışmalarda [12, 147, 189, 198] bağlanma dayanımı testleri yapılırken, standart bir bağlantı yüzeyi elde edebilmek amacıyla spesifik teflon kalıplar kullanılmıştır. Çalışmamızda da PEKK ile seramik adezyonunda rezin siman kalınlık standardizasyonu için teflon kalıp kullanılmıştır. Pagniano ve diğerleri [245], rezin simanların cam seramik kronların uzun dönem başarısı üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, rezin siman kalınlığının standardize edilmesi amacı ile polietilen film ile kaplanmış mikroskop camı kullanmışlardır. Daha önce Jacques ve diğerlerinin [246] önerdiği gibi tam seramik kronların simantasyonu esnasında ideal rezin siman film kalınlığının (100 μm) oluşturabilmesi için 0,94 kg (9,2 N) ağırlık uygulamışlardır. Çalışmamızda da standart ve homojen bir rezin siman kalınlığı oluşturabilmek amacıyla teflon kalıba ilave olarak her bir test örneği 0,94 kg'lık yükleme aleti altında standart basınca maruz bırakılmıştır.

Işıkla sertleşen malzemelerin mekanik özellikleri, materyalin yapısı ve ışık cihazının özellikleri gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir [247]. Güncel olarak kullanıma giren LED ışık cihazı (VALO), ışıkla sertleşen tüm dental materyalleri polimerize edecek kapasitede, 385–515 nm arasında yüksek şiddetli ışık üreten ve geniş dalga boylu ışık yayan bir cihazdır. Bu ışık şiddeti porselene de penetre olmaktadır. Böylece restorasyonun altındaki rezin simanı da sertleştirme kapasitesine sahiptir. Bu cihazın standart, yüksek güç ve ekstra güç olmak üzere üç farklı güç modu bulunmaktadır [248]. Kullanım talimatlarına göre final polimerizasyonu için 1000 mW/cm^2 standart güç modunda 20 sn uygulanması gerekmektedir [249].

Çalışmamızda da kullanım talimatlarına uygun olarak, PEKK test örnekleri ile seramik test örneklerinin bağlantısı sağlanıp yükleme aleti altında basınca maruz bırakıldıktan sonra taşan siman artıklarını temizlemek için dört ayrı yüzeyden 1000 mW/cm^2 standart güç modunda 2'şer sn ışın cihazı (VALO LED) ile polimerize edilen simanın lastiksi kıvama gelmesi sağlandı. Taşan siman ve teflon kumaş uzaklaştırıldıktan sonra ışın cihazı ile dört ayrı yüzeyden 20'şer sn olmak üzere polimerize edildi.

PEKK ile ilgili pek çok çalışmada termal döngü işlemi, dental materyallerin yaşlandırma test yöntemi olarak yaygın bir şekilde kullanılmıştır [21-23, 163, 164, 240].

ISO 11405'e [224] göre termal döngüde sıcaklık 5-55°C, siklus sayısı 500, daldırma süresi en az 20 sn, transfer süresi ise 5-10 sn arasında belirlenmesine karşın, araştırmacılar tarafından farklı protokollerde uygulanmıştır [225]. ISO 11405, biyomateryallerin yaşlanmasını taklit etmek için 500 döngü protokolünü kabul etse de, birçok çalışma 500 döngünün yeterli bir yaşlanma süresini temsil etmek için sınırlı bir sayı olduğunu ortaya koymuştur [250-252]. Ağız boşluğunda bir yıllık fizyolojik yaşlanmaya karşılık gelen döngü sayısının, intraoral sıcaklık değişikliklerinin miktarının belirsiz olması sebebi ile nasıl tahmin edileceği hala büyük bir sorundur [225]. Stewardson ve diğerleri [252], 500 döngünün, ağızda 2 aydan kısa sürede meydana gelen döngülere karşılık geleceğini iddia ederken, Michailesco ve diğerleri [253], bir yıllık klinik kullanımın 33 000 döngüye karşılık geldiğini ifade etmişlerdir. Gale ve diğerleri [250] ise, 10 000 termal döngünün bir hizmet yılını temsil ettiğini ifade etmiştir. İn vivo birim zaman başına termal döngü sayısı hakkında hala kesin bir rapor bulunmamaktadır. Bu sebeple termal döngü sayısının araştırmacılar tarafından rastgele belirlenmesi, yayınlanan sonuçların karşılaştırılmasını güçleştirmektedir [225]. Çalışmalarda döngü sayısı genellikle, klinik olarak yaklaşık 4-5 yıla tekabül eden 5 000 veya 8-10 yıla tekabül eden 10 000 döngü olarak uygulanmaktadır [193, 225].

Çalışmamızda da klinik sürecin taklit edilerek bağlanma dayanımı üzerine ağız içi şartların etkisini değerlendirmek amacıyla, seramik ile bağlantısı sağlanan her bir yüzey işlemi grubuna ait PEKK test örneklerinin yarısı (n=10) termal döngü cihazı kullanılarak 5^{o}C-55^{o}C'de, dalma süresi 25 sn, transfer süresi 10 sn olacak şekilde 6 000 siklus termal döngü işlemine tabi tutuldu. Termal döngü uygulama süresince diğer test örnekleri etüvde 37^{o}C distile suda bekletilmeye devam edildi.

Dental materyallerin birbirlerine bağlanma etkinliklerinin tespit edilebilmesi için makaslama (shear) ve çekme (tensile) bağlanma dayanımı testleri in vitro test yöntemleri olarak kullanılmaktadır [18, 234]. PAEK materyalleri ile ilgili pek çok çalışmada [12, 18, 22, 164] makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır. Literatür desteğinin geniş olması ve çalışma sonuçlarının kıyaslanabilirliği açısından kolaylık sağlanması amacıyla,

çalışmamızda da PEKK ve seramik materyali bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için makaslama bağlanma dayanımı in vitro test yöntemi tercih edilmiştir.

Bağlanma başarısının değerlendirilmesinde bağlanma dayanımı testlerinin sonuçlarının incelenmesi kadar bağlanma ara yüzünde oluşun ayrılmanın tipinin de irdelenmesi gerekmektedir. PEKK'nin rezin siman veya kompozit rezin veneer materyali ile olan bağlanma dayanımının değerlendirildiği benzer çalışmalarda ayrılma tipleri adeziv, koheziv ve miks tip kırık olarak sınıflandırılmaktadır [12, 21, 163, 164, 209, 240]. Fokas ve diğerleri [21] PEKK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında kırık tiplerini, kompozit materyalinin test edilen PEKK materyali üzerinde 1/3'den az kalması durumunda adeziv, 2/3'ünden fazla kalması durumunda koheziv, 1/3 ile 2/3 oranları arasında kalması durumunda miks olarak sınıflandırmışlardır. PEKK ile kompozit materyali arasında en çok adeziv kırık tipinin görüldüğü belirlenmiş olsa da kırık mekanizmasının anlaşılması için bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir. Kırık tipleri belirlenirken ışık mikroskobu ile birlikte SEM kullanılabilirken [163], pek çok çalışmada [12, 163, 164, 209, 240] ışık mikroskobu ile değerlendirilmiştir. Mevcut PEKK ile ilgili bağlanma dayanımı çalışmaları sadece rezin siman veya kompozit veneer materyali ile olan bağlanmayı değerlendirmişlerdir. Çalışmamızda PEKK materyalinin rezin siman ile seramik materyali ile olan bağlanması incelenmiştir. Årtun ve Bergland [239] ise, çalışmalarında çeşitli yüzey işlemleri uygulanan dişlere adeziv rezin ile ortodontik braketleri yapıştırmışlardır. Braket sökümü sonrası diş yüzeyinde kalan adeziv miktarını adeziv kalıntı indeksi (adhesive remnant index, ARI) kullanarak 0, 1, 2 ve 3 olarak skorlamışlardır. 0 skoru PEKK test örneği üzerindeki bağlanma alanında rezin siman kalmadığını belirtirken; 1, bağlanma alanının yarısından azında rezin siman kaldığını; 2, bağlanma alanının yarısından fazlasında rezin siman kaldığını; 3, bağlanma alanının tamamında rezin siman kaldığını ifade etmektedir. Benzer şekilde Oldham ve diğerleri [254] seramik kronlar ile adeziv rezin kullanılarak yapıştırılan seramik braketler arasındaki makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında; ayrılma tiplerini adeziv kalıntı indeksi ile değerlendirmişlerdir. Metal veya seramik ortodontik braketlerin adeziv rezin ile seramik veya zirkonya kronlarla olan makaslama bağlanma dayanımının incelendiği benzer pek çok çalışmada da [255-260] bağlanma başarısızlığı, Årtun ve Bergland'ın [239] ortaya koyduğu adeziv kalıntı indeksi ile değerlendirilmiştir. Çalışmamızda PEKK materyalinin sadece rezin siman ile değil, rezin siman ile seramik materyaliyle olan makaslama

bağlanma dayanımının incelenmesi nedeni ile adeziv, koheziv ve miks olarak sınıflandırılan kırık tipi sınıflaması yerine, Årtun ve Bergland'ın [239] ortaya koyduğu adeziv kalıntı indeksinin kullanılması daha uygun bulunmuştur. Makaslama bağlanma testi sonucu ayrılan PEKK test örneklerinin yüzeyi ışık mikroskobu ile incelenmiş ve her bir test örneği adeziv kalıntı indeksine göre skorlanmıştır.

Çalışmamızda farklı yüzey işlemleri uygulanan test örneklerinde en yüksek pürüzlülük değerleri kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinde (A grubu) (1,73±0,07 µm) görülürken, bunu sırayla kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örnekleri (C grubu) (0,82±0,05 µm), asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örnekleri (B grubu) (0,42±0,06 µm) ve kontrol grubunun (D grubu) (0,24±0,02 µm) izlediği gözlemlenmiştir.

Fokas ve diğerleri [21] yüzey işlemlerinin, PEKK'nin yüzey pürüzlülüğü ve kompozit rezin veneer materyali ile arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında, çalışma bulgularımıza benzer şekilde 110 µm Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi uyguladıkları grubun hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubuna göre daha yüksek pürüzlülük değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Ancak çalışmamızdan farklı olarak kontrol grubu PEKK test örneklerinin yüzey pürüzlülüğü değerlerini (0,74 µm) daha yüksek bulmuşlardır. Çalışmamızda kontrol grubunun (D grubu) daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerine (0,24±0,02 µm) sahip olmasının nedeninin yüzey işlemleri öncesi polisaj işlemi ile standardize edilen PEKK test örneklerinin farklı polisaj protokollerine tabi tutulmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Fokas ve diğerleri [21] polisaj işlemi için 600 grit silikon karbit zımparalar kullanırken, çalışmamızda sırasıyla 600 grit, 800 grit ve 1200 grit silikon karbit zımparalar kullanılmıştır. Aynı zamanda çalışmamızda, kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (A grubu) yüzey pürüzlülüğü değeri (1,73±0,07 µm), Fokas ve diğerlerinin [21] yapmış oldukları çalışmadaki kumlama yüzey işlemi uygulanmış grubunun yüzey pürüzlülüğü değerinden (2,01 µm) daha düşük bulunmuştur. Çalışmamızda PEKK yüzeyine 90° açıyla, 2 bar basınçta 10 mm'lik mesafeden 60 sn süreyle 110 µm Al_2O_3 ile kumlama yapılmıştır. Fokas ve diğerleri [21] ise PEKK yüzeyine 90° açıyla 2 bar basınçta 15 mm'lik mesafeden 10 sn süre ile 110 µm Al_2O_3 ile kumlama uygulamışlardır. Çalışmamızda daha uzun süre ile kumlama yapılmasına rağmen daha düşük pürüzlülük değerleri elde edilmesi, çalışmamızdaki PEKK test örneği yüzey alanının (16x16=256 mm^2) Fokas ve diğerlerinin [21] yapmış oldukları çalışmada hazırladıkları PEKK test

örneği yüzey alanından (8 mm çaplı disk test örneği yüzey alanı, $\pi xr^2=3,14x4^2=50,24$ mm^2) daha büyük olmasından kaynakladığını düşündürmektedir.

Lee ve diğerleri [12] yüzey işlemlerinin, PEKK'nin yüzey pürüzlülüğü ve kompozit rezin veneer materyali ile arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında çalışma bulgularımıza benzer şekilde 50 μm Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi uyguladıkları grubun yüzey pürüzlülük değerlerinin (2,092±0,040 μm) yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubuna (0,243±0,011 μm) göre daha yüksek pürüzlülük değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Fakat çalışmamızda kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (A grubu) yüzey pürüzlülük değerleri (1,73±0,07 μm), Lee ve diğerlerinin [12] kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerine (2,092±0.040 μm) göre daha düşük bulunmuştur. Bu durumun çalışmamızda kullanılan Al_2O_3 partiküllerinin 110 μm olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmamızda PEKK yüzeyine 90° açıyla, 2 bar basınçta 10 mm'lik mesafeden 60 sn süreyle 110 μm Al_2O_3 ile kumlama yapılmıştır. Lee ve diğerleri [12] ise PEKK yüzeyine 5 bar basınçta 5 mm'lik mesafeden 20 sn süreyle 50 μm Al_2O_3 ile kumlama uygulamışlardır. Literatürde PEKK yüzeyinin Al_2O_3 ile pürüzlendirilmesinde farklı partikül büyüklüğünde Al_2O_3 kullanılmasının pürüzlülük değerlerine olan etkisini inceleyen bir çalışma bulunmamasına karşın, PEEK yüzeyinin pürüzlendirilmesi ile ilgili Stawarczyk ve diğerleri [150] 50 μm ve 110 μm Al_2O_3 uyguladıkları çalışmalarında, 110 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin (1,28±0,06 μm) 50 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK test örneklerine (0,95±0,4 μm) göre daha yüksek değerlere sahip olduğunu bildirmişlerdir. Benzer şekilde Rosentrit ve diğerleri [18] ise PEEK test örneklerini 50 μm ve 120 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirdikleri çalışmalarında, 120 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirdikleri test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin (1,84±0,16 μm) 50 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirdikleri test örneklerinin yüzey pürüzlülüğü değerlerine (0,96±0,07 μm) göre daha yüksek olduğunu gözlemlemişlerdir. Bahsedilen benzer çalışmalarda partikül büyüklüğünün arttırılması ile yüzey pürüzlülüğünün artacağı görülmektedir. Çalışmamızda Lee ve diğerlerinin [12] yapmış oldukları çalışmadan farklı olarak daha büyük partiküllü Al_2O_3 kullanılmasına rağmen daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edilmesinin sebebinin, kumlama yüzey işleminin daha düşük basınç, daha uzak mesafeden olmak üzere farklı protokollerde uygulanmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

PEEK ve PEKK yüzeyinin farklı basınçlarda Al_2O_3 ile kumlanmasının yüzey pürüzlülüğüne etkisini değerlendiren bir çalışmaya henüz rastlanmamasına karşın; PEEK yüzeyine daha yüksek basınçta Al_2O_3 ile kumlama yüzey işleminin uygulanmasının, PEEK ile kompozit rezin materyalinin bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Aynı zamanda daha yüksek basınçta Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi uygulamasının daha yüksek pürüzlülük değerleri ile sonuçlanacağı ifade edilmiştir [261].

PEKK materyaline çeşitli yüzey işlemlerinin uygulandığı ve kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımının incelendiği bazı çalışmalarda asitleme yüzey işlemi olarak sülfürik asit kullanılmıştır [12, 21, 22]. Fokas ve diğerleri [21] yapmış oldukları çalışmada, PEKK yüzeyine %98'lik sülfürik asit ile 60 sn yüzey işlemi uyguladıkları test grubunun yüzey pürüzlülük değerlerinin (3,11 μm), hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubunun yüzey pürüzlülük değerlerine (0,74 μm) göre anlamlı olarak daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Aynı zamanda, PEKK yüzeyine sülfürik asit yüzey işlemi uyguladıkları test grubunun yüzey pürüzlülük değerlerinin (3,11 μm), 110 μm Al_2O_3 ile kumlama yapılan test grubunun yüzey pürüzlülük değerlerine (2,01 μm) göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise, benzer olarak asitleme yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülük değerleri (0,42±0,06 μm), yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubunun (D grubu) yüzey pürüzlülük değerlerine (0,24±0,02 μm) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Fokas ve diğerlerinin [21] yapmış oldukları çalışmadan farklı olarak çalışmamızda kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (A grubu) yüzey pürüzlülük değerleri (1,73±0,07 μm), asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülük değerlerine (0,42±0,06 μm) göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızdaki bu farklılığın kullanılan asit solüsyonlarının farklılığından (sülfürik asit yerine piranha solüsyonu) kaynaklandığı düşünülmektedir. Lee ve diğerleri [12] yapmış oldukları çalışmada, PEKK yüzeyine %95'lik sülfürik asit ile 60 sn yüzey işlemi uyguladıkları test grubunun yüzey pürüzlülük değerlerinin (0,866±0,021 μm), hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubunun yüzey pürüzlülük değerlerine (0,243±0,011 μm) göre anlamlı olarak daha yüksek olduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmamızda da asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülük değerleri (0,42±0,06 μm), kontrol grubunun (D grubu) yüzey pürüzlülük değerlerine (0,24±0,02 μm) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda farklı olarak, asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülüğü değerlerinin (0,42±0,06

μm), Lee ve diğerlerinin [12] yapmış oldukları çalışmadaki asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin yüzey pürüzlülüğü değerlerine (0,866±0,021 μm) göre daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bu durumun çalışmamızda kullanılan farklı asit solüsyonundan kaynaklandığı düşünülmektedir.

PEKK materyaline çeşitli yüzey işlemlerinin uygulandığı ve kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımının incelendiği birçok çalışmada, asitleme yüzey işlemi olarak sülfürik asit kullanılmasına karşın [12, 21, 22], piranha solüsyonu kullanılmasına ilişkin çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu sebeple çalışmamızda asitleme yüzey işlemi grubu olarak kullanılan piranha solüsyonunun PEKK yüzey pürüzlülüğüne olan etkisi, PEEK ile ilgili yapılan önceki çalışmalar ile tartışılacaktır.

Keul ve diğerleri [14] PEEK yüzeyini; kumlama (50 μm Al_2O_3), asitleme (piranha solüsyonu), kumlama+asitleme yüzey işlemleri uyguladıkları, PEEK'nin yüzey pürüzlülüğü ve kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanan grubun pürüzlülük değerleri (0,041±0,001 μm) ile yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubunun pürüzlülük değerleri (0,043±0,002 μm) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde etmemişlerdir. Çalışmamızda farklı olarak asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (B grubu) pürüzlülük değerleri (0,42±0,06 μm), kontrol grubunun (D grubu) yüzey pürüzlülük değerlerine (0,24±0,02 μm) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda kullanılan piranha solüsyonu 10:3 oranında H_2SO_4(%98):H_2O_2(%30) içermekte iken Keul ve diğerlerinin [14] çalışmalarında kullandığı piranha solüsyonu 1:1 oranında H_2SO_4(%98):H_2O_2(%30) içermektedir. Piranha solüsyonu çalışmamızda, Keul ve diğerlerinin [14] çalışmalarına benzer olarak test örnekleri üzerine 30 sn uygulanmıştır. Bu farklılığın sebebinin çalışmamızda kullanılan piranha solüsyonunun Keul ve diğerlerinin [14] kullandığı piranha solüsyonundan farklı oranda olan kompozisyonundan ve aynı zamanda PEEK ve PEKK yapısal farklılığından kaynaklanabileceğini düşündürmektedir. Çalışmamızda kontrol grubunun (D grubu) yüzey pürüzlülüğü değeri (0,24±0,02 μm) ve asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülüğü değeri (0,42±0,06 μm), Keul ve diğerlerinin [14] çalışmalarında elde edilen yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubunun yüzey pürüzlülüğü değeri (0,043±0,002 μm) ve asitleme grubunun yüzey pürüzlülüğü değerinden (0,041±0,001 μm) daha yüksek bulunmuştur. Bu farklılığın sebebinin yüzey işlemleri

uygulanmadan önce silikon karbit zımpara kullanılarak yapılan polisaj işlemi ile standardize hale getirilen test örneklerinin farklı polisaj protokollerine tabi tutulmasından kaynakladığı düşünülmektedir. Keul ve diğerleri [14] polisaj işlemini, 500 grit silikon karbit zımpara ile başlayarak 2400 grit silikon karbit zımpara ile tamamlamışlardır. Çalışmamızda ise, sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit zımpara kullanılmış olup 2400 grit silikon karbit zımpara kullanılmamıştır. Keul ve diğerleri [14], 50 μm Al_2O_3 kumlama yüzey işlemi uygulanmış grubun pürüzlülük değerlerinin (0,875±0,029 μm) ve kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış grubun yüzey pürüzlülük değerlerinin (0,818 ±0,020 μm) ise, asitleme yüzey işlemi uygulanmış grubun (0,041±0,001 μm) ve kontrol grubunun (0,043±0,002 μm) yüzey pürüzlülük değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı ve daha yüksek olduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmamızda da kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (A grubu) (1,73±0,07 μm) ve kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (C grubu) (0,82±0,05 μm) yüzey pürüzlülük değerleri kontrol grubunun (D grubu) (0,24±0,02 μm) yüzey pürüzlülük değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Farklı olarak ise, çalışmamızda kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (A grubu) yüzey pürüzlülük değerleri (1,73±0,07 μm) kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (C grubu) yüzey pürüzlülük değerlerine göre (0,82±0,05 μm) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda değerlendirdiğimiz kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (A grubu) kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerine (C grubu) göre daha yüksek pürüzlülük değerleri göstermesi, SEM görüntüleri ile de belirgin olarak gözlemlenmiştir. SEM görüntüleri incelendiğinde; A grubu PEKK test örneklerinin girintili ve çıkıntılı, içlerinde gömülü çokgen şekilli Al_2O_3 bulunan düzensiz çatlak bir yüzeye sahip olduğu görülmüştür. C grubunda ise, küçük çatlaklar ile birlikte gözenekli bir yüzey izlenmesi ile beraber A grubunda gözlemlenen girintili çıkıntılı yüzeyin kaybolduğu belirlenmiştir. Bu durum, kumlama yüzey işleminin oluşturduğu yüzey pürüzlülüğünün piranha solüsyonu uygulanmasını takiben girintili çıkıntılı yüzeylerin kaybolması ile birlikte yüzey pürüzlülüğünü azaltmış olabileceğini ortaya koymaktadır.

Rosentritt ve diğerleri [18] PEEK yüzeyine 50 μm Al_2O_3 ile kumlama, 120 μm Al_2O_3 ile kumlama, 60 sn %98'lik sülfürik asit, 30 sn piranha solüsyonu (H_2O_2/H_2SO_4 1:1) olmak üzere çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında; PEEK'nin yüzey pürüzlülüğü ve kompozit rezin veneer materyali ile olan bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Yüzey pürüzlendirme işlemi olarak %98'lik sülfürik asit uygulanan PEEK test örneklerinin yüzey

pürüzlülük değerlerinin (6,76±1,11 μm) diğer yüzey işlemi gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğunu ifade etmişlerdir. Yüzey pürüzlendirme işlemi olarak piranha solüsyonu uygulanan PEEK test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin (0,04±0,01 μm) ise, yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubunun yüzey pürüzlülük değerlerine (0,06±0,03 μm) göre anlamlı düzeyde değişmediğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda farklı olarak asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanan PEKK test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülük değerleri (0,42±0,06 μm), kontrol grubuna (D grubu) (0,24±0,02 μm) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Bu farklılığın nedeninin çalışmamızda kullanılan piranha solüsyonunun oran olarak kompozisyonunun (H_2SO_4/H_2O_2 10:3) Rosentritt ve diğerlerinin [18] kullandığı piranha solüsyonu kompozisyonundan (H_2SO_4/H_2O_2 1:1) farklı olmasından kaynaklandığını düşündürmektedir. Aynı zamanda çalışmamızda asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülük değerleri (0,42±0,06 μm), Rosentritt ve diğerlerinin [18] çalışmasındaki piranha solüsyonu yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerinden (0,04±0,01 μm) daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebinin çalışmamızda kulanılan piranha solüsyonunun oran olarak daha fazla sülfürik asit içermesinden ve aynı zamanda kullanılan materyalin PEEK'ten yapısal olarak farklı PEKK olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda kontrol grubunun (D grubu) yüzey pürüzlülüğü değeri (0,24±0,02 μm) ve asitleme yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülüğü değeri (0,42±0,06 μm), Rosentritt ve diğerlerinin [18] çalışmalarında elde edilen kontrol grubunun yüzey pürüzlülüğü değeri (0,06±0,03 μm) ve asitleme grubunun yüzey pürüzlülüğü değerinden (0,04±0,01 μm) daha yüksek bulunmuştur. Bu farklılık yüzey işlemleri uygulanmadan önce silikon karbit zımpara kullanılarak yapılan polisaj işlemi ile standardize hale getirilen test örneklerinin farklı polisaj protokollerine tabi tutulmasından kaynaklanabilir. Rosentritt ve diğerlerinin [18] yapmış oldukları çalışmada, 50 μm Al_2O_3 ile kumlama (0,96±0,07 μm), 120 μm Al_2O_3 ile kumlama (1,84±0,16 μm) olmak üzere iki ayrı kumlama test grubunun yüzey pürüzlülük değerlerinin de, piranha solüsyonu test grubunun (0,04±0,01 μm) yüzey pürüzlülük değerlerinden daha yüksek olduğu ifade edilmiştir. Çalışmamızda da benzer olarak 110 μm Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (A grubu) (1,73±0,07 μm), asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanmış test örnekleri (B grubu) (0,42±0,06 μm) daha yüksek pürüzlülük değerlerine sahip olduğu görülmektedir.

Silthampitag ve diğerleri [169] PEEK yüzeyine 50 μm Al_2O_3 ile kumlama, 60 sn %98'lik sülfürik asit, 30 sn piranha solüsyonu (10:3 oranında H_2SO_4/H_2O_2) olmak üzere çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında; PEEK yüzey pürüzlülüğünü ve kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Rosentritt ve diğerlerinin [18] çalışmasına benzer olarak piranha solüsyonu grubunun pürüzlülük değerleri (0,05±0,01 μm) ile yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubunun pürüzlülük değerleri (0,04±0,01 μm) arasında anlamlı bir farklılık saptamamışlardır. Çalışmamızda farklı olarak asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülük değerleri (0,42±0,06 μm), kontrol grubuna (D grubu) (0,24±0,02 μm) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Aynı zamanda asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanan PEKK test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülük değerlerinin (0,42±0,06 μm), Silthampitag ve diğerlerinin [169] piranha solüsyonu yüzey işlemi uygulanan PEEK test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerinden (0,05±0,01 μm) daha yüksek olduğu görülmektedir. Aynı miktarda ve aynı orana sahip piranha solüsyonu kullanılmasına karşın çalışmamızda görülen bu farklılığın PEEK ve PEKK arasındaki yapısal farklılıktan kaynaklanabileceği olasıdır. Silthampitag ve diğerleri [169] çalışmamız ile paralel olarak kumlama grubu yüzey pürüzlülük değerlerinin (0,37±0,05 μm) piranha solüsyonu grubu yüzey pürüzlülük değerlerinden (0,05±0,01 μm) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamıza benzer şekilde SEM görüntülerinde piranha solüsyonu ile pürüzlendirilen grupta yüzeyde küçük gözenekler rapor etmişlerdir.

Stawarczyk ve diğerleri [181] PEEK yüzeyini 60 sn %98'lik sülfürik asit ve 30 sn piranha solüsyonu (10:3 oranında H_2SO_4/H_2O_2) olmak üzere çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında, PEEK yüzey pürüzlülüğünü ve kompozit rezin veneer materyali ile olan bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. PEEK ile ilgili yapılan önceki çalışmalara [18], [169] paralel olarak, sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş PEEK yüzeylerinin yüzey pürüzlülüğünün (0,037±0,004 μm) piranha solüsyonundan (0,032±0,003 μm) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğunu saptamışlardır. Piranha solüsyonu grubunun (0,032±0,003 μm) yüzey pürüzlülük değerleri ile yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubu (0,031±0,003 μm) arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını vurgulamışlardır. Çalışmamızda Stawarczyk ve diğerlerinin [181] yapmış oldukları çalışmadan farklı olarak asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanan PEKK test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülük değerleri (0,42±0,06 μm), kontrol grubuna (D

grubu) (0,24±0,02 μm) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. İlave olarak asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanan PEKK test örneklerimizin yüzey pürüzlülük değerlerinin (0,42±0,06 μm), Stawarczyk ve diğerlerinin [181] piranha solüsyonu ile pürüzlendirilen PEEK test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerinden (0,032±0,003 μm) daha yüksek olduğu görülmüştür. Aynı miktarda ve aynı orana sahip piranha solüsyonu kullanılmasına karşın çalışmamızda görülen bu farklılığın, çalışmamızda yüzeyi incelenen PEKK materyalinin daha yüksek keton içeriği ile PEEK'den yapısal olarak farklı olmasından kaynaklanabileceği olasılığını güçlendirmektedir.

Hem Stawarczyk ve diğerlerinin [181] yapmış oldukları çalışmada kontrol grubu (0,031±0,003 μm) pürüzlülük değerlerinin hem de Silthampitag ve diğerlerinin [169] yapmış oldukları çalışmada kontrol grubu (0,04±0,01 μm) pürüzlülük değerlerinin, çalışmamızdaki kontrol grubu (D grubu) pürüzlülük değerlerinden (0,24±0,02 μm) düşük olduğu görülmüştür. Bunun nedeninin yüzey işlemi öncesi standardize edilen PEEK/PEKK örneklerinin farklı polisaj prosedürlerine tabi tutulmasından ve iki materyalin yapısal farklılıklarından kaynaklandığı öngörülmektedir. Silthampitag ve diğerleri [169] yapmış oldukları çalışmada polisaj işlemini sırasıyla 400, 800, 1200 ve 2000 grit silikon karbit zımparalar ile tamamlarken, Stawarczyk ve diğerleri [181] ise 500 grit silikon karbit zımpara ile başlayıp, 2400 grit silikon karbit zımpara ile tamamlamışlardır. Çalışmamızda ise sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit zımpara kullanılmıştır.

Çalışmamız bağlanma dayanımı açısından irdelendiğinde, termal döngü işlemine tabi tutulan yüzey işlemi gruplarında (ATC+, BTC+, CTC+, DTC+) en yüksek bağlanma dayanımı değeri kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinde (CTC+) (12,3±3,1 MPa) görülürken, bunu sırayla kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örnekleri (ATC+) (11,02±3,25 MPa), asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örnekleri (BTC+) (10,86±2,95 MPa) ve yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubu (DTC+) (8,41±4,01 MPa) izlemiştir.

Termal döngü işlemi uygulanmayan yüzey işlemi gruplarında (ATC-, BTC-, CTC-, DTC-) ise, kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örnekleri (ATC-) en yüksek bağlanma dayanımı değeri (13,53±1,84 MPa) gösterirken, bunu sırayla asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örnekleri (BTC-) (11,86±2,83 MPa), yüzey işlemi uygulanmamış kontrol

grubunun (DTC-) (9,14±2,53 MPa) ve kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (CTC-) (8,67±2,43 MPa) izlediği gözlemlenmiştir.

Labriaga ve diğerleri [164] PEKK yüzeyine farklı yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında; örnek yüzeyine dik olacak şekilde 50 μm Al_2O_3 ile 10 mm uzaklıktan 0,5 MPa basınç altında kumlama yüzey işlemi uyguladıkları PEKK test örneklerinin rezin siman ile olan makaslama bağlanma dayanımı değerleri ile yüzey işlemi uygulanmamış PEKK test örneklerinin makaslama bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırmışlardır. Test örneklerinin yarısına termal döngü uygularken diğer yarısına termal döngü uygulamamışlardır. Termal döngü uygulanan test örneklerinde; 50 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen kumlama grubunun (12,1±4,6 MPa) bağlanma dayanımı değerlerini, yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubuna (4,8±3,7 MPa) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulmuşlardır. Benzer şekilde çalışmamızda da kumlama yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin termal döngü uygulanan grubunda (ATC+) (11,02±3,25 MPa) bağlanma dayanımı değeri, termal döngü uygulanan kontrol grubundan (DTC+) (8,41±4,01 MPa) daha yüksek bulunmuştur. ATC+ ve DTC+ grupları arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilememiştir (p=0,393). Çalışmamızda DTC+ grubunun (8,41±4,01 MPa) bağlanma dayanımı değerinin, Labriaga ve diğerlerinin [164] yapmış oldukları çalışmadaki kontrol grubunun (4,8±3,7 MPa) bağlanma dayanımı değerinden daha yüksek olduğu görülmektedir. Yüzey işlemi uygulanmamış olmasına rağmen ortaya çıkan bu farklılığın, çalışmamızda yüzey işlemleri sonrası uygulanan adeziv ajanın farklı olmasından kaynaklanabileceği düşüncesini oluşturmuştur. Çalışmamızda PEKK üretici firmanın talimatlarında önerilen MMA, difenil fosfin oksit içerikli adeziv ajan (Pekk Bond), Labriaga ve diğerlerinin [164] yapmış oldukları çalışmada ise, MMA, dimetakrilat ve PETIA içerikli adeziv ajan (Visio.link) seçilmiştir. Labriaga ve diğerleri [164] termal döngü uygulanmayan test örneklerinde, termal döngü uygulanan test örneklerinde olduğu gibi; kumlama grubunun (14,4±2,1 MPa) bağlanma dayanımı değerlerinin, yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubuna (8,2 ± 2,2 MPa) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulduklarını ifade etmişlerdir. Çalışmamızda da benzer biçimde kumlama yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin termal döngü uygulanmayan grubunun (ATC-) (13,53±1,84 MPa) bağlanma dayanımı değeri, termal döngü uygulanmayan kontrol grubundan (DTC-) (9,14±2,53 MPa) istatistiksel olarak anlamlı (p=0,001) düzeyde yüksek bulunmuştur. Kumlama yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin termal döngü işlemi uygulanan (ATC+) ve uygulanmayan (ATC-)

gruplarında, termal döngü işlemi uygulanan (DTC+) ve uygulanmayan (DTC+) kontrol gruplarından daha yüksek değerler elde edilmesi, kumlama yüzey işleminin PEKK materyallerinin rezin siman ile olan bağlanmasında etkin bir yüzey işlemi olduğunu düşündürmektedir. Çalışmamızda elde edilen SEM görüntüleri ve yüzey pürüzlülüğü verileri de bu düşünceyi destekler niteliktedir. Kumlama yüzey işlemi uygulanmış PEKK test örneklerinin (A grubu) SEM görüntülerinde; girintili ve çıkıntılı, içlerinde gömülü çokgen şekilli Al_2O_3 bulunan düzensiz, çatlak bir yüzey gözlemlenirken, yüzey işlemi uygulanmamış PEKK test örnekleri (kontrol grubu-D grubu) ile karşılaştırıldığında daha pürüzlü ve engebeli bir yüzeye sahip oldukları tespit edilmiştir. Bu nedenle kumlama yüzey işlemi sonucu oluşan tutucu alanların (undercutların) bağlanma dayanımına olumlu yönde katkı sağlaması olasıdır. Çalışmamızda elde edilen yüzey pürüzlülüğü verileri de kumlama yüzey işleminin PEKK test örneklerinde yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını göstermektedir. Bu durum, yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla bağlanma dayanımının da olumlu yönde artacağına dair düşünceyi desteklemektedir. Aynı zamanda kumlama yüzey işleminin PEKK ile rezin siman arasında olan bağlanma için etkin bir yüzey işlemi olduğunu ortaya koymaktadır.

Labriaga ve diğerleri [164] termal döngü uygulanan kontrol grubu (4,8±3,7 MPa) test örneklerinin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin, termal döngü uygulanmayan kontrol grubu (8,2±2,2 MPa) test örneklerinin makaslama bağlanma dayanımı değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğunu görmüşlerdir. Çalışmamızda ise, termal döngü uygulanan kontrol grubu (DTC+) (8,41±4,01 MPa) test örnekleri ile termal döngü uygulanmayan kontrol grubu (DTC-) (9,14±2,53 MPa) test örnekleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,853$). Termal döngü ile maruz kalınan termal stres, birbirine bağlanmış materyallerin ara yüzüne suyun difüzyonunu hızlandırarak, malzemelerin genleşmesini ve büzülmesini tetiklemektedir [22]. Termal döngü uygulamasının, materyallerin farklı hacimsel değişimlerinden kaynaklanan bağlanma alanının mekanik stresine yol açabileceği ve bağlanma dayanımını azaltabileceği gibi kullanılan adeziv ve rezin bazlı materyallerin post polimerizasyonu sonucu bağlanma dayanımını arttırabileceği de bildirilmiştir [217, 262]. Labriaga ve diğerlerinin [164] yapmış oldukları çalışmada termal döngü işleminin makaslama bağlanma dayanımını azaltarak olumsuz yönde etkilediği vurgulanmıştır. Fakat çalışmamızda elde edilen test sonuçları farklı olarak, kontrol grubu test örneklerinin (D grubu) bağlanma dayanımına termal döngü işleminin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığını göstermiştir.

Çalışmamızda görülen bu farklılığın sebebi olarak; kullanılan adeziv ajanın MMA, difenil fosfin oksit içerikli adeziv ajan (Pekk Bond), Labriaga ve diğerlerinin yapmış oldukları çalışmada ise, MMA, dimetakrilat ve PETIA içerikli adeziv ajan (Visio.link) olarak farklı kimyasal içeriğe sahip olmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmamızda PEKK test örneklerinin seramik materyali ile bağlanmasında kullanılan rezin siman (G-CEM LinkForce) ile Labriaga ve diğerlerinin [164] çalışmasında kullanılan rezin siman (RelyX Unicem) benzer olarak dual cure self-adeziv rezin siman, kullanılan adeziv türü ise MMA içerikli adeziv ajandır. Aynı tip adeziv ajan ve rezin siman kullanılmasına karşı görülen bu farklılığın sebebinin çalışmamızda uygulanan termal döngünün 6 000 siklus olmasına karşın Labriaga ve diğerlerinin [164] yapmış oldukları çalışmada 10 000 siklus olmasından kaynakladığı öngörülmektedir.

Sakihara ve diğerleri [22] PEKK yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları ve kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında; yüzey işlemi ve adeziv ajan uygulanmamış kontrol grubu test örneklerinin termal döngü uygulanan alt grubunun (12,2±1,7 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerinin, termal döngü uygulanmayan alt grubunun (9,6±1,4 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerine göre daha yüksek olduğunu fakat termal döngü işleminin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yaratmadığını bildirmişlerdir. Yüzey işlemi uygulanmamış sadece MDP içerikli adeziv ajan uygulanmış kontrol grubu test örneklerinin termal döngü uygulanan alt grubunun (9,5±2,7 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerinin ise termal döngü uygulanmayan alt grubunun (12,6±2,9 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerine göre daha düşük olduğunu fakat yine de termal döngü işleminin anlamlı bir farklılık yaratmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da benzer olarak termal döngü uygulanan kontrol grubu test örnekleri (DTC+) (8,41±4,01 MPa) ile termal döngü uygulanmayan kontrol grubu test örnekleri (DTC-) (9,14±2,53 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığı görülmüştür (p=0,853).

Labriaga ve diğerleri [164] termal döngü uygulanan kumlama grubu test örneklerinin (12,1±4,6 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin, termal döngü uygulanmayan kumlama grubu test örneklerinin (14,4±2,1 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerlerine göre daha düşük olduğunu fakat aralarında anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda ise, paralel olarak kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanan alt grubunda (ATC+) (11,02±3,25 MPa) makaslama

bağlanma dayanımı değerlerinin, termal döngü uygulanmayan alt grubunun (ATC-) (13,53±1,84 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerlerine göre daha düşük olduğu ve anlamlı bir farklılık olduğu gözlemlenmiştir (p=0,015).

Lee ve diğerleri [12] PEKK yüzeyini 50 μm Al_2O_3 ile kumlama, %95'lik sülfürik asit gibi çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında MMA, MDP veya silan içerikli birbirinden farklı beş adeziv ajan (Luxatemp Glaze & Bond, Visio.link, All-Bond Universal, Single Bond Universal, Monobond Plus+Heliobond) ile PEKK ile kompozit rezin bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Al_2O_3 ile kumlama yüzey işleminin kullanılan adeziv ajandan bağımsız olarak, PEKK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını arttırdığını, sülfürik asit ile yapılan yüzey işlemine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha iyi değerlere sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanmayan alt grubunda (ATC-) (13,53±1,84 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerleri, asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanmayan alt grubunun (BTC-) (11,86±2,83 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerlerine göre daha yüksek bulunmuştur.

Lee ve diğerleri [12] çalışmalarında SEM görüntülerini incelediklerinde ise, kumlama yüzey işlemi uygulanmış yüzeylerde, %95'lik sülfürik asit yüzey işlemi uygulanmış PEKK yüzeylerine göre daha düzensiz, belirgin ve dağınık yüzey görüntüleri saptamışlardır. Kontak açılarını karşılaştırdıklarında ise, kumlama yüzey işlemi uygulanmış PEKK yüzeylerinin, sülfürik asit yüzey işlemi uygulanmış PEKK yüzeylerine ve herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEKK yüzeylerine göre daha düşük kontak açısına sahip olduklarını, yüzey pürüzlülük değerlerinin daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda da bu verilere paralel olarak SEM görüntüleri incelendiğinde kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinde (A grubu), asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerine (B grubu) göre daha düzensiz ve belirgin yüzey görüntüleri izlenmiştir. Aynı zamanda kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (A grubu) pürüzlülük değerlerinin asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (B grubu) yüzey pürüzlülüğü değerlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu durum kumlama yüzey işleminin sülfürik asit veya piranha solüsyonu gibi asit uygulanan yüzey işlemlerine göre PEKK yüzeyinin pürüzlendirilmesinde daha etkin olduğunu ve pürüzlülük artışının makaslama bağlanma dayanımını olumlu yönde etkilediğini ortaya koymuştur.

Rosentritt ve diğerleri [18] PEEK yüzeyine 50 μm Al_2O_3 ile kumlama, 120 μm Al_2O_3 ile kumlama, 60 sn %98'lik sülfürik asit, 30 sn piranha solüsyonu (H_2O_2/H_2SO_4 1:1) olmak üzere çeşitli yüzey işlemleri ve çeşitli adeziv ajanlar uyguladıkları çalışmalarında, PEEK'nin yüzey pürüzlülüğü ve farklı çeşit kompozit rezinler ile olan bağlanma dayanımını araştırmışlardır. Piranha solüsyonu uyguladıkları PEEK test örneklerinin herhangi bir adeziv ajan uygulamadan kompozit rezin ile olan makaslama bağlanma dayanımını değerlerinin, herhangi bir yaşlandırma işlemi uygulanmadığı durumda 0,0 MPa olduğunu tespit etmişlerdir. Çalışmamızda bu verilerden farklı olarak asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanmış PEKK test örneklerinin termal döngü uygulanmayan alt grubunda (BTC-) (11,86±2,83 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değeri, Rosentritt ve diğerleri [18] tarafından klinik olarak kabul görülen makaslama bağlanma dayanımı değeri 10 MPa'dan daha yüksek bulunmuştur. Bu farklılığın çalışmamızda ilave olarak yüzeye uygulanan adeziv ajandan kaynaklandığı düşünülmektedir. Rosentritt ve diğerleri [18] etkin bir bağlanma için adeziv ajan kullanımından önce yüzey pürüzlendirilmesinin şart olduğunu; ancak tek başına yüzey pürüzlendirme işlemlerinin etkin olamayacağını vurgulamışlardır. Önceki bir çalışmada ise, ancak MMA içerikli sistemler ile birlikte self adeziv rezin simanların kullanılmasının yeterli başlangıç bağlanma dayanımı değerleri vereceği vurgulanmıştır [193]. Çalışmamızda MMA içerikli adeziv ajan (Pekk Bond) kullanımının, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamasına rağmen, kontrol grubunun termal döngü uygulanmamış alt grubunda (DTC-) (9,14±2,53 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin, Rosentritt ve diğerlerinin [18] piranha solüsyonu yüzey işlemi uyguladıkları gruptan daha yüksek bulunmasını sağladığı görülmektedir. Bu durum bahsedilen literatürlerde de tartışıldığı gibi [163, 180, 217] MMA içerikli adeziv ajanların PEKK materyalinin rezin esaslı malzemeler ile bağlanmasında olumlu etkiye sahip olduğunu ortaya koymaktadır.

Silthampitag ve diğerleri [169] PEEK yüzeyine 50 μm Al_2O_3 ile kumlama, 60 sn %98'lik sülfürik asit, 30 sn piranha solüsyonu (10:3 oranında H_2SO_4/H_2O_2) olmak üzere çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında, PEEK yüzey pürüzlülüğünü ve termal döngü uygulanmadan kompozit rezin ile olan makaslama bağlanma dayanımını incelemişlerdir. En yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerini %98'lik sülfürik asit grubunda (27,36±4,44 MPa) bulmuşlardır. Bunu sırayla piranha solüsyonu grubu (15,90±2,90 MPa), kumlama grubu (5,60±2,26 MPa) ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubu (1,14±0,72 MPa) izlemiştir. Çalışmamızdaki kontrol grubunun termal döngü

uygulanmamış alt grubunda (DTC-) (9,14±2,53 MPa) bağlanma dayanımı değerleri Silthampitag ve diğerlerinin [169] kontrol grubu (1,14±0,72 MPa) bağlanma dayanımı değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Bu durumun çalışmamızda kullanılan MMA içerikli adeziv ajan (Pekk Bond) ile Silthampitag ve diğerlerinin [169] kullandıkları Bis-GMA ve TEGDMA içerikli adeziv ajan (Heliobond) farklılığından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Silthampitag ve diğerleri [169] piranha solüsyonu grubunun (15,90±2,90 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerlerini, kontrol grubuna (1,14±0,72 MPa) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulurken, çalışmamızda paralel olarak asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanmamış alt grubu (BTC-) (11,86±2,83 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değeri kontrol grubunun termal döngü uygulanmamış alt grubundan (DTC-) (9,14±2,53 MPa) daha yüksek bulunmuştur. Fakat aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilememiştir (p=0,019). Bu durumun sebebinin, Silthampitag ve diğerlerinin [169] kullandıkları Bis-GMA ve TEGDMA içerikli adeziv ajandan (Heliobond) farklı olarak çalışmamızda kullanılan MMA içerikli adeziv ajandan (Pekk Bond) kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmamızda kullanılan MMA içerikli adeziv ajanın (Pekk Bond) yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubunda bile etkin bir bağlanma sağladığı izlenmiştir.

Piranha solüsyonu yüzey işlemi ile ilgili yapılan çalışmalar, piranha solüsyonunun organik kalıntıları gidererek, yüzey polaritesini artırarak ve aromatik yapıları kırarak PEEK ile rezin esaslı materyaller arasındaki bağların gücünü önemli ölçüde artırdığını göstermektedir [172, 181]. Silthampitag ve diğerleri [169] piranha solüsyonu grubunun (15,90±2,90 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerlerini, kumlama grubuna (5,60±2,26 MPa) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulurken, çalışmamızda bundan farklı olarak kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanmamış alt grubunun (ATC-) (13,53±1,84 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değeri, asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanmamış alt grubunun (BTC-) (11,86±2,83 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değerinden daha yüksek bulunmuştur. Fakat aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür (p=0,436). Bu durumun nedeninin yapısal farklılığa ilave olarak Silthampitag ve diğerlerinin çalışmasında yapılan 50 μm Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi yerine çalışmamızda 110 μm Al_2O_3 ile daha büyük partikül büyüklüğü ile yapılan kumlama işlemi sonucu elde edilen yüzey pürüzlülüğünün daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturduğu olasılığını düşünmekteyiz. Çalışmamızın kumlama

yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin termal döngü uygulanmamış alt grubunun (ATC-) (13,53±1,84 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değeri, Silthampitag ve diğerlerinin [169] yapmış oldukları çalışmadaki kumlama yüzey işlemi uygulanmış gruptan (5,60±2,26 MPa) daha yüksek değerler ortaya koymuştur. Yüzey pürüzlülüğü verilerine bakıldığında ise, yine çalışmamızdaki kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (A grubu) (1,73±0,07 µm) pürüzlülük değerlerinin, Silthampitag ve diğerlerinin [169] kumlama yüzey işlemi grubunun (0,37±0,05 µm) pürüzlülük değerlerinden yüksek olduğu izlenmektedir. Bu durum çalışmamızda daha etkin bir kumlama prosedürü uygulandığını ve pürüzlülük artışına bağlı olarak da makaslama bağlanma dayanımının olumlu yönde etkilendiğini düşündürmektedir. Adeziv ajan olarak ise, Silthampitag ve diğerlerinden [169] farklı olarak, çalışmamızda MMA içerikli adeziv ajan kullanımının da makaslama bağlanma dayanımını olumlu yönde etkileyen faktörlerden biri olabileceği olasılığı belirmektedir.

Hallmann ve diğerleri [172] piranha solüsyonunun Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yüzey işlemi ile birlikte ve adeziv ajan ile PEEK yüzeyine uygulanmasının, rezin esaslı materyaller ve PEEK yüzeyleri arasındaki çekme bağlanma dayanımını olumlu yönde etkileyeceğini ifade etmişlerdir. Ancak elde ettikleri veriler termal döngü uygulanmamış test örnekleri gruplarına aittir.

Keul ve diğerleri [14] ise 37°C'de 60 gün distile suda bekletme ve ardından 5 000 siklus termal döngü sonrası PEEK ile kompozit veneer arasındaki çekme bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, kumlama veya kumlama+asitleme (piranha solüsyonu) ile pürüzlendirilen PEEK test gruplarında, yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubu ve sadece asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanmış gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek çekme bağlanma dayanımı verileri elde edildiğini bildirmişlerdir. Kontrol grubu ile piranha solüsyonu grubu arasında ve kumlama grubu ile kumlama+asitleme (piranha solüsyonu) grubu arasında çekme bağlanma dayanımı verileri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptamamışlardır. Bahsedilen her iki çalışma da PEEK ile kompozit rezin arasındaki çekme bağlanma dayanımı verileri yer almaktadır [14, 172]. Çalışmamızda ise, farklı olarak hem PEKK materyali hem makaslama bağlanma dayanımı değerleri değerlendirilmiştir. Fakat kumlama, asitleme (piranha solüsyonu) veya kumlama ile birlikte asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulamalarının bağlanmaya katkısını tartışmak için irdelenmiştir.

Çalışmamızda termal döngü uygulanmamış yüzey işlemi gruplarında (ATC- BTC-, CTC-, DTC-) makaslama bağlanma dayanımı değeri incelendiğinde; kumlama yüzey işlemi uygulanmış grubun (ATC-) makaslama bağlanma dayanımı değeri, kumlama+asitleme grubundan (CTC-) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek ($p<0,001$) bulunmuştur. Asitleme (piranha solüsyonu) yüzey işlemi uygulanmış grubun (BTC-) makaslama bağlanma dayanımı değeri yine kumlama+asitleme grubundan (CTC-) anlamlı düzeyde yüksek gözlemlenmiştir ($p=0,003$). Hallmann ve diğerlerinden [172] farklı olarak çalışmamızda kumlama yüzey işlemi ile birlikte asit (piranha solüsyonu) kullanımının sinerjistik bir etki sağlamadığı izlenmiştir. Bu durum SEM görüntülerimiz ile desteklenmektedir. SEM görüntüleri incelendiğinde ise, kumlama yüzey işlemi sonucu oluşan girintili ve çıkıntılı, içlerinde gömülü çokgen şekilli Al_2O_3 bulunan düzensiz keskin yüzeylerin üzerine asitleme yüzey işlemi uygulaması sonucu düzleştiği, kenarların yuvarlaklaştığı ve daha düz gözenekli bir yüzey oluştuğu görülmektedir. Aynı zamanda yüzey pürüzlülüğü verileri göz önünde bulundurulduğunda ise, kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (A grubu) yüzey pürüzlülük değerleri kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinden (C grubu) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0,001$). Asitleme yüzey işlemi uygulaması ile kumlanmış yüzeyin pürüzlülüğünün azalması ve SEM görüntülerinde daha düz ve yuvarlak kenarlı yüzeylerin izlenmesi, kumlama yüzey işlemi ile birlikte piranha solüsyonu kullanımının bağlanma dayanımı açısından sinerjistik bir etki oluşturmadığı düşüncesini desteklemektedir. Çalışmamızda yine yüzey pürüzlülüğü verileri göz önüne alındığında, asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin (B grubu) ise, kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinden (C grubu) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri gösterdiği görülmüştür ($p<0,001$). Asitleme yüzey işlemi uygulanan test örnekleri (B grubu) daha düşük pürüzlülük değerleri göstermesine rağmen makaslama bağlanma dayanımı değeri asitleme yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin termal döngü uygulanmayan alt grubunda (BTC-) kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanmayan alt grubuna (CTC-) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0,003$). Fakat çalışmamızda SEM görüntüleri incelendiğinde asitleme yüzey işlemi uygulanan test örneklerinde (B grubu) görülen bal peteği benzeri düzenli yapı yerine kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinde (C grubu) daha düz ve yuvarlak kenarlı gözenekli yüzeylerin izlenmesi; piranha solüsyonunun ancak kumlanmış yüzeyin keskin kenarlarını düzleştirecek kadar PEKK yüzeyinin çözünmesine sebep olduğunu ve kumlama yüzey işlemi sonrası etkisini yeterince

göstermediğini düşündürmektedir. Bu durum asitleme yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin termal döngü uygulanmayan alt grubunun (BTC-) makaslama bağlanma dayanımı değerinin kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanmayan alt grubundan (CTC-) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olmasını (p=0,003) da açıklamaktadır.

Çalışmamızda termal döngü uygulanmış yüzey işlemi gruplarında (ATC+, BTC+, CTC+, DTC+) makaslama bağlanma dayanımı değeri incelendiğinde; kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanan test örneklerinin termal döngü uygulanan alt grubu (CTC+) (12,3±3,1 MPa); kontrol grubunun termal döngü uygulanan alt grubundan (DTC+) (8,41±4,01 MPa), sadece kumlama yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanan alt grubundan (ATC+) (11,02±3,25 MPa) veya sadece asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanan alt grubundan (BTC+) (10,86±2,95 MPa) daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı verileri ortaya koymuştur. Keul ve diğerlerinin [14] çalışmalarında da benzer şekilde termal döngü uygulanan kumlama veya kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış grupların bağlanma dayanımının asitleme yüzey işlemi uygulanmış gruptan veya kontrol grubundan daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. Aynı zamanda çalışmamızda yine Keul ve diğerlerinin [14] çalışmasına paralel olarak termal döngü uygulanan kontrol grubu ile asitleme yüzey işlemi grubu arasında ve kumlama yüzey işlemi grubu ile kumlama+asitleme yüzey işlemi grubu arasında makaslama bağlanma dayanımı bakımından anlamlı bir farklılık tespit edilememiştir.

Termal döngü uygulamasının, materyallerin bağlanma dayanımını azaltabileceği gibi, arttırabileceğine ilişkin çalışmalar mevcuttur [217, 262]. Çalışmamızda asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanmış alt grubunun (BTC+) (10,86±2,95 MPa) makaslama bağlanma dayanımı değeri, termal döngü uygulanmamış alt gruptan (BTC-) (11,86±2,83 MPa), daha düşük olarak belirlenmesine karşın aralarında anlamlı bir farklık tespit edilememiştir (p=0,393). Kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinin termal döngü uygulanmış alt grubunda ise (CTC+) (12,3±3,1 MPa), makaslama bağlanma dayanımı değerinin, termal döngü uygulanmamış alt gruptan (CTC-) (8,67±2,43 MPa) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu belirlenmiştir (p=0,011). Aynı adeziv ajan ve rezin siman uygulanmasına karşın diğer yüzey işlemi gruplarında termal döngü sonucu makaslama bağlanma dayanımı azalırken, kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulanan test örneklerinde (C grubu) termal döngü,

makaslama bağlanma dayanımını anlamlı olarak arttırmıştır (p=0,011). Çalışmamızın bu parametresinde elde ettiğimiz sonuçların kıyaslanması açısından daha fazla in vitro çalışmaya ihtiyaç vardır.

Çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında başarısızlık tiplerinin belirlenebilmesi için tüm test örneklerinin kırık tipleri ışık mikroskobu ile incelenmiş ve Årtun ve Bergland'ın [239] öne sürdüğü adeziv kalıntı indeksi ile 0, 1, 2 ve 3 olarak skorlanarak değerlendirilmiştir.

Termal döngü uygulanmış kumlama, asitleme, kumlama+asitleme, kontrol (ATC+, BTC+, CTC+, DTC+) ve termal döngü uygulanmamış kumlama, asitleme, kumlama+asitleme, kontrol grupları (ATC-, BTC-, CTC-, DTC-) olmak üzere çalışmamızdaki tüm test gruplarında baskın olarak belirlenen skor 0'dır. Çalışmamızda 0 skoru dışında, ATC+ grubunda 3 adet 1 skoru, BTC+ grubunda 1 adet 1 skoru, BTC- grubunda ise 1 adet 1 skoru olmak üzere tüm test örneklerinden (n=80) sadece 5 tanesinde skor 1 olarak belirlenmiştir. 2 ve 3 nolu skora sahip test örneği ise bulunmamaktadır. Çalışmamızda sadece 0 ve 1 skorlarının tespit edilmiş olması, makaslama bağlanma dayanımı testi sonucu ayrılan PEKK ve lityum disilikat cam seramik ara yüzünde, rezin simanın tamamının (0 skoru) veya büyük çoğunluğunun (1 skoru) lityum disilikat cam seramik materyali üzerinde kaldığını ifade etmektedir. Bu durum çalışmamızda kullanılan rezin simanın lityum disilikat cam seramik materyaline PEKK materyalinden daha iyi bağlandığını göstermektedir. Literatürde PEKK ve seramik materyali arasındaki bağlanma dayanımını inceleyen bir çalışma olmamasına karşın, PEKK ve rezin esaslı materyaller arasındaki bağlanma dayanımını inceleyen pek çok çalışmada çalışmamızla benzer şekilde rezin siman/kompozit rezin veneer materyalinin büyük çoğunluğunun veya tamamının PEKK yüzeyinden ayrıldığı rapor edilmiştir [21, 163, 209].

ISO 10477 (2004) verilerinde rezin esaslı malzemeler ile substrat arasında kabul edilebilir minimum bağlanma gücü 5 MPa olarak belirtilmiştir [213]. Bu bağlamda çalışmamızda, termal döngü uygulanan ve uygulanmayan tüm yüzey işlemi gruplarının (ATC+, BTC+, CTC+, DTC+, ATC-, BTC-, CTC-, DTC-) bağlanma dayanımı değerlerinin 5 MPa'dan yüksek olduğu ve kabul edilebilir değerlere sahip olduğu gözlemlenmektedir. Bununla birlikte, ilk verilerin sadece rezin esaslı malzemeler ile olan bağın erken değerlerini vereceği, ancak termal döngü veya uzun süreli depolama ile yaşlandırma sonrasında elde

edilen bağlanma dayanımı verilerinin, oral koşullarda uzun süreli bağlanma dayanımının sağlanıp sağlanamayacağına ilişkin öngörü oluşturabileceği düşünülmektedir [18, 214]. Bu bağlamda, ancak 10 MPa'nın üzerindeki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin klinik kullanım için kabul edilebilir olduğu literatürde tartışılmıştır [173, 215]. Çalışmamız bu açıdan değerlendirildiğinde, termal döngü uygulanan yüzey işlemi gruplarından ATC+ (11,02±3,25 MPa), BTC+ (10,86±2,95 MPa), CTC+ (12,3±3,1 MPa) gruplarının; 10 MPa'nın üzerinde bağlanma dayanımı değerleri ile klinik kullanım için kabul edilebilir olduğu gözlemlenmektedir. Deney sonuçlarımız PEKK materyaline; kumlama, asitleme, kumlama+asitleme yüzey işlemlerinin uygulanmasının PEKK materyalinin lityum disilikat cam seramik materyali ile bağlanmasında etkin bir rol aldığı yönündeki düşüncemizi destekler niteliktedir. Test sonuçlarımız herhangi bir yüzey işleminin uygulanmamasının ise, PEKK materyali ile lityum disilikat cam seramik arasında etkin bir bağlantı oluşturamayacağını ortaya koymuştur. PEKK'nin seramik ile olan bağlanma dayanımının etkinliğini geliştirmek amacıyla yüzey işlemlerinin çeşitlendirilmesi önerilmekte ve bu konuda daha fazla in vitro çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Aynı zamanda termal döngü uygulamasının siklus sayısının arttırılması, ileriye yönelik çalışmalarda uzun dönem klinik kullanım sonuçların doğruluğu açısından önem arz etmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı yüzey işlemlerinin, PEKK'nin yüzey pürüzlülüğüne ve PEKK ile lityum disilikat cam seramik materyali arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkilerinin incelendiği çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Yüzey işlemleri PEKK yüzeyinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde pürüzlülük oluşturmuştur. Kumlama yüzey işlemi uygulanan test örnekleri en yüksek pürüzlülük değerleri gösterirken, asitleme yüzey işlemi uygulanan test örnekleri en düşük pürüzlülük değerleri göstermiştir.
2. Termal döngü uygulanmış test gruplarının makaslama bağlanma dayanımı verileri incelendiğinde, kumlama+asitleme yüzey işlemi grubu en yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken bunu sırasıyla kumlama, asitleme ve kontrol grubu izlemiştir.
3. Termal döngü uygulanmamış test gruplarının makaslama bağlanma dayanımı verileri incelendiğinde, kumlama yüzey işlemi grubu en yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken bunu sırasıyla asitleme, kontrol ve kumlama+asitleme grubu izlemiştir.
4. Termal döngü uygulanmamış test gruplarının makaslama bağlanma dayanımı verileri değerlendirildiğinde, kumlama ile kumlama+asitleme, asitleme ile kumlama+asitleme, kumlama ile kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunurken; kumlama ile asitleme, asitleme ile kontrol, kumlama+asitleme ile kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Sadece kumlama yüzey işleminin veya sadece asitleme yüzey işleminin uygulanmasının, kumlama+asitleme yüzey işlemi uygulamasına göre bağlanma dayanımını anlamlı olarak arttırdığı gözlemlenmiştir.
5. Yüzey işlemi parametresi sabit tutulup, termal döngünün makaslama bağlanma dayanımına etkisi incelendiğinde, termal döngü uygulanmış kumlama yüzey işlemi grubu ile termal döngü uygulanmamış kumlama yüzey işlemi grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşmuştur. Termal döngü uygulanmamış kumlama yüzey işlemi grubunun makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Termal döngü uygulanmış kumlama+asitleme yüzey işlemi grubu ile termal döngü uygulanmamış kumlama+asitleme yüzey işlemi grubu arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu gözlemlenmiştir. Termal döngü uygulanmış kumlama+asitleme grubunun makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğu saptanmıştır.

6. Başarısızlık tipleri incelendiğinde adeziv kalıntı indeksine göre tüm test gruplarında baskın skorun 0 olduğu tespit edilmiştir. Bu durum rezin simanın lityum disilikat cam seramik materyaline, PEKK materyalinden daha iyi bağlandığı sonucunu doğurmaktadır.

Çalışmamızın sonuçları PEKK yüzeyinin yüzey işlemleri (kumlama, asitleme, kumlama+asitleme) ile pürüzlendirilmesinin ve beraberinde adeziv ajan uygulanmasının seramik ile bağlanma dayanımına olumlu yönde katkı sağlayacağını ortaya koymuştur.

KAYNAKLAR

1. Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C., and Barlattani, A. (2014). CEREC CAD/CAM chairside system. *ORAL and Implantology*, 7(3), 57–70.

2. Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 702–704.

3. Fasbinder, D. J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33(1), 50–52.

4. Spitznagel, F. A., Boldt, J., and Gierthmuehlen, P. C. (2018). CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *Journal of Dental Research*, 97(10), 1082–1091.

5. Webber, B., McDonald, A., and Knowles, J. (2003). An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(2), 154–160.

6. Karunagaran, S., Paprocki, G. J., Wicks, R., and Markose, S. (2013). A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *The Journal of the Tennessee Dental Association*, 93(2), 18–23.

7. Simsiriwong, J., Shrestha, R., Shamsaei, N., Lugo, M., and Moser, R. D. (2015). Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether ketone (PEEK). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 51, 388–397.

8. Dawson, J. H., Hyde, B., Hurst, M., Harris, B. T., and Lin, W. S. (2018). Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 867–872.

9. Klur, T., Hasan, I., Ottersbach, K., Stark, H., Fichte, M., Dirk, C., and Bourauel, C. (2019). PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: A clinical pilot study. *Clinical Oral Investigations*, 23(2), 771–777.

10. Lee, K. S., Shin, J. H., Kim, J. E., Kim, J. H., Lee, W. C., Shin, S. W., and Lee, J. Y. (2017). Biomechanical evaluation of a tooth restored with high performance polymer PEKK post-core system: a 3D finite element analysis. *BioMed Research International*, 2017, 1–9.

11. Powers, J. M., Sakaguchi, R. L., and Craig, R. G. (2012). Testing of Dental Materials and Biomechanics. In *Craig's restorative dental materials.* (Thirteenth edition). Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby, 84–104.

12. Lee, K. S., Shin, M. S., Lee, J. Y., Ryu, J. J., and 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.

13. Ourahmoune, R., Salvia, M., Mathia, T. G., and Mesrati, N. (2014). Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning*, 36(1), 64–75.

14. Keul, C., Liebermann, A., Schmidlin, P. R., Roos, M., Sener, B., and Stawarczyk, B. (2014). Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(4), 383–392.

15. Kruse, A., Krüger, G., Baalmann, A., and Hennemann, O. D. (1995). Surface pretreatment of plastics for adhesive bonding. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 9(12), 1611–1621.

16. Zhou, L., Qian, Y., Zhu, Y., Liu, H., Gan, K., and Guo, J. (2014). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials*, 30(8), e209–e215.

17. Schmidlin, P. R., Stawarczyk, B., Wieland, M., Attin, T., Hämmerle, C. H. F., and Fischer, J. (2010). Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Materials*, 26(6), 553–559.

18. Rosentritt, Martin, Preis, V., Behr, M., Sereno, N., and Kolbeck, C. (2015). Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clinical Oral Investigations*, 19(3), 739–744.

19. Caglar, I., Ates, S. M., and 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.

20. Tsuka, H., Morita, K., Kato, K., Kawano, H., Abekura, H., and Tsuga, K. (2017). Evaluation of shear bond strength between PEEK and resin-based luting material. *Journal of Oral Biosciences*, 59(4), 231–236.

21. Fokas, G., Guo, C. Y., and Tsoi, J. K. H. (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.

22. Sakihara, M., Taira, Y., and Sawase, T. (2019). Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology*, 107(2), 158–164.

23. Stawarczyk, B., Silla, M., Roos, M., Eichberger, M., and Lümkemann, N. (2017). Bonding behaviour of polyetherketoneketone to methylmethacrylate- and dimethacrylate-based polymers. *Journal of Adhesive Dentistry*, 19(4), 331–338.

24. Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84.

25. Baroudi, K., and Ibraheem, S. N. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: A Review of the Literature. *Journal of International Oral Health*, 7(4), 96–104.

26. Steinmassl, P.-A., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Dumfahrt, H., and Grunert, I. (2017). Evaluation of currently available CAD/CAM denture systems. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(2), 116–122.

27. Carneiro Pereira, A. L., Bezerra de Medeiros, A. K., de Sousa Santos, K., Oliveira de Almeida, É., Seabra Barbosa, G. A., and da Fonte Porto Carreiro, A. (2021). Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(2), 241–248.

28. Ronay, V., Sahrmann, P., Bindl, A., Attin, T., and Schmidlin, P. R. (2011). Current status and perspectives of mucogingival soft tissue measurement methods. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *23*(3), 146–156.

29. Rodrigues, S. B., Franken, P., Celeste, R. K., Leitune, V. C. B., and Collares, F. M. (2019). CAD/CAM or conventional ceramic materials restorations longevity: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(4), 389–395.

30. Chavali, R., Nejat, A. H., and Lawson, N. C. (2017). Machinability of CAD-CAM materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 194–199.

31. Germano, F. E. D., Germano, F. R. A., Piro, M., Arcuri, C., and Ottria, L. (2017). Clinical protocol with digital CAD/CAM chairside workflow for the Rehabilitation of severely worn dentition patients. *ORAL and Implantology*, 3(10), 247–261.

32. Parkash H. (2016). Digital dentistry: Unraveling the mysteries of computer-aided design computer-aided manufacturing in prosthodontic rehabilitation. *Contemporary Clinical Dentistry*, 7(3), 289–290.

33. Al-Mussawi, R. M., and Farid, F. (2016). Computer-based technologies in dentistry: Types and applications. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 13(3), 215–222.

34. Duret F, P. J. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1(2), 150–154.

35. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44–56.

36. Mormann, W. H. (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*, 20, 329–339.

37. Andersson, M., and Odén, A. (1993). A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1), 59–64.

38. Beuer, F., Schweiger, J., and Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511.

39. Jain, R., Takkar, R., Jain, G. C., Takkar, R. K., and Deora, N. (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *Annals of Prosthodontics & Restorative Dentistry*, 2(2), 33–36.

40. Sajjad, A. (2016). Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing systems: A revolution in restorative dentistry. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(1), 96–99.

41. Abdullah, A. O., Muhammed, F. K., Zheng, B., and Liu, Y. (2018). An overview of computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) in Restorative Dentistry. *Journal of Dental Materials and Techniques*, 7(1), 1–10.

42. Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva, N., and Bonfante, E. (2015). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235.

43. Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., and Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 486–495.

44. Li, R. W. K., Chow, T. W., and Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216.

45. Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (2013). Dental ceramics. In *Phillip's, Science of Dental Materials*. (Twelfth edition). Elsevier Inc., 418–473.

46. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 14–21.

47. Igiel, C., Weyhrauch, M., Mayer, B., Scheller, H., and Lehmann, K. M. (2018). Effects of ceramic layer thickness, cement color, and abutment tooth color on color reproduction of feldspathic veneers. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 13(1), 110–119.

48. Trindade, F. Z., Valandro, L. F., de Jager, N., Bottino, M. A., and Kleverlaan, C. J. (2018). Elastic Properties of Lithium Disilicate Versus Feldspathic Inlays: Effect on the Bonding by 3D Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*, 27(8), 741–747.

49. Otto, T., and De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 122–128.

50. Bindl, A., and Mörmann, W. H. (2004). Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2–5 years. *European Journal of Oral Sciences*, 112(2), 197–204.

51. von Maltzahn, N. F., Meniawy, O. E., Breitenbuecher, N., Kohorst, P., Stiesch, M., and Eisenburger, M. (2018). Fracture Strength of Ceramic Posterior Occlusal Veneers for Functional Rehabilitation of an Abrasive Dentition. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(5), 451–452.

52. Mörmann, W. H., and Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 405–426.

53. Bindl, A., Lüthy, H., and Mörmann, W. H. (2003). Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 16(6), 653–660.

54. Poticny, D. J., and Klim, J. (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *Journal of the American Dental Association*, 141, 5–9.

55. Denry, I. L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 7(2), 134–143.

56. Uzun, G. (2008). An Overview of Dental CAD/CAM Systems. *Biotechnology and Biotechnological Equipment*, 22(1), 530–535.

57. Giordano, R., and McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 682–684.

58. Fischer, D. K., Bühler-Zemp, P., and Völkel, D. T. (2011). IPS e. max CAD Scientific Documentation. *Ivoclar Vivadent AG Research and Development Scientific Services Bendererstrasse 2 FL - 9494 Schaan Liechtenstein*, 1–30.

59. Culp, L., and McLaren, E. A. (2010). Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 716–720.

60. Denry, I., and Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials*, 3(1), 351–368.

61. Willard, A., and Gabriel Chu, T. M. (2018). The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 34(4), 238–242.

62. Tysowsky, G. W. (2009). The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dentistry Today*, 28(3), 112–113.

63. Todd J. C., and Völkel T. (2011). Ivoclar Vivadent, Scientific Documentation IPS e.max® CAD-on. *Ivoclar Vivadent AG Research and Development Scientific Services Bendererstrasse 2 FL - 9494 Schaan Liechtenstein*, 1–43.

64. Kurbad, A. (2011). Digital veneering 2--fabrication of CAD/CAM veneer structures with Rapid Layer Technology. *International Journal of Computerized Dentistry*, 14(4), 343–352.

65. Tezulas, E., Yildiz, C., Kucuk, C., and Kahramanoglu, E. (2019). Current status of zirconia-based all-ceramic restorations fabricated by the digital veneering technique: a comprehensive review. *International Journal of Computerized Dentistry*, 22(3), 217–230.

66. Kern, M., Sasse, M., and Wolfart, S. (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *The Journal of the American Dental Association*, 143(3), 234–240.

67. Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., and Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics*, 23(5), 434–442.

68. Asai, T., Kazama, R., Fukushima, M., and Okiji, T. (2010). Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental Materials Journal*, 29(6), 661–667.

69. Basso, G. R., Moraes, R. R., Borba, M., Griggs, J. A., and Della Bona, A. (2015). Flexural strength and reliability of monolithic and trilayer ceramic structures obtained by the CAD-on technique. *Dental Materials*, 31(12), 1453–1459.

70. Schmitter, M., Mueller, D., and Rues, S. (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*, 40(2), 154–162.

71. Schmitter, M., Schweiger, M., Mueller, D., and Rues, S. (2014). Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dental Materials*, 30(2), 122–130.

72. Alessandretti, R., Ribeiro, R., Borba, M., and Bona, A. D. (2019). Fracture Load and Failure Mode of CAD-on Ceramic Structures. *Brazilian Dental Journal*, 30(4), 380–384.

73. Elsaka, S. E., and Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32(7), 908–914.

74. Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T., and Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, 33(1), 99–109.

75. Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M. R., Petschelt, A., Peterlik, H., and Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 33(1), 84–98.

76. Apholt, W., Bindl, A., Lüthy, H., and Mörmann, W. H. (2001). Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dental Materials*, 17(3), 260–267.

77. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., and Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449–456.

78. Conrad, H. J., Seong, W. J., and Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404.

79. Li, J., Liao, H., and Hermansson, L. (1996). Sintering of partially-stabilized zirconia and partially-stabilized zirconia-hydroxyapatite composites by hot isostatic pressing and pressureless sintering. *Biomaterials*, 17(18), 1787–1790.

80. Borba, M., De Araújo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., Griggs, J. A., and Bona, Á. D. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dental Materials*, *27*(7), 710–721.

81. Kelly, J. R., and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(1), 84–96.

82. Ödman, P., and Andersson, B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(6), 504–509.

83. Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni, M., and Corrado, M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence International*, 36(2), 105–113.

84. Hager, B., Odén, A., Andersson, B., and Andersson, L. (2001). Procera AllCeram laminates: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(3), 231–232.

85. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557–562.

86. Andersson, B., Ödman, P., Carlsson, L., and Brånemark, P. I. (1992). A new Brånemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(1), 1–15.

87. Strub, J. R., Rekow, E. D., and Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289–1296.

88. Çelik, M., Bural, C., ve Bayraktar, G. (2014). Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8(8), 106–116.

89. Zhang, Y., and Lawn, B. R. (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140–147.

90. Kelly, J. R., and Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials*, 24(3), 289–298.

91. Ghodsi, S., and Jafarian, Z. (2018). A Review on Translucent Zirconia. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 26(2), 62–74.

92. Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P., and Strub, J. R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2), 130–151.

93. Bona, A. D., Pecho, O. E., and Alessandretti, R. (2015). Zirconia as a dental biomaterial. *Materials*, 8(8), 4978–4991.

94. Theunissen, G. S. A. M., Bouma, J. S., Winnubst, A. J. A., and Burggraaf, A. J. (1992). Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *Journal of materials science*, 27(16), 4429–4438.

95. Della Bona, A., and Kelly, J. R. (2008). The clinical success of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association*, 139(9), 8–13.

96. Ryan, D. P. O., Fais, L. M. G., Antonio, S. G., Hatanaka, G. R., Candido, L. M., and Pinelli, L. A. P. (2017). Y-TZP zirconia regeneration firing: Microstructural and crystallographic changes after grinding. *Dental Materials Journal*, 36(4), 447–453.

97. Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., and Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 224–231.

98. Denry, I., and Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307.

99. Nawa, M., Nakamoto, S., Sekino, T., and Niihara, K. (1998). Tough and Strong Ce-TZP/Alumina Nanocomposites Doped with Titania. *Ceramics International*, 24(7), 497–506.

100. Tanaka, K., Tamura, J., Kawanabe, K., Nawa, M., Oka, M., Uchida, M., and Nakamura, T. (2002). Ce-TZP/Al_2O_3 nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(3), 262–270.

101. Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., and Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261.

102. Coldea, A., Swain, M. V., and Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419–426.

103. Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., and Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705–710.

104. Alharbi, A., Ardu, S., Bortolotto, T., and Krejci, I. (2017). Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology*, 105(2), 162–169.

105. Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. R., and Lampe, K. (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *Journal of the American Dental Association*, 136(12), 1714–1723.

106. Rusin, R. P. (2001). Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 22(6), 35–41.

107. Rocca, G. T., Bonnafous, F., Rizcalla, N., and Krejci, I. (2010). A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 273–275.

108. Kassem, A. S., Atta, O., and El-Mowafy, O. (2011). Combined effects of thermocycling and load-cycling on microleakage of computer-aided design/computer-assisted manufacture molar crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 24(4), 376–378.

109. Şen, N., ve Tuncelli, B. (2017). CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 23(2), 109–115.

110. Kunzelmann, K., Jelen, B., Mehl, A., and Hickel, R. (2001). Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(3), 171–184.

111. Fasbinder, D. (2010). Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(4), 2–11.

112. Zimmermann, M., Mehl, A., and Reich, S. (2013). New CAD / CAM materials and blocks for chairside procedures. *International Journal of Computerized Dentistry*, 16, 173–181.

113. AlHelal, A., AlBader, B., Kattadiyil, M. T., Garbacea, A., and Proussaefs, P. (2017). CAD-CAM implant-supported fixed complete dental prosthesis with titanium milled molars: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 463–469.

114. Turkyilmaz, I., and Hariri, N. H. (2018). Four-year outcomes of full-arch fixed dental prostheses using CAD/CAM frameworks: A retrospective review of 15 cases. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(10), e1045–e1048.

115. Ohkubo, C., Sato, Y., Nishiyama, Y., and Suzuki, Y. (2017). Titanium removable denture based on a one-metal rehabilitation concept. *Dental Materials Journal*, 36(5), 517–523.

116. Gürel, K., Toksavul, S., Toman, M., and Tamac, E. (2019). In vitro Marginal and Internal Adaptation of Metal Ceramic Crowns with Cobalt Chrome and Titanium Framework Fabricated with CAD/CAM and Casting Technique. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 22(6), 812–816.

117. Al Jabbari, Y. S., Barmpagadaki, X., Psarris, I., and Zinelis, S. (2019). Microstructural, mechanical, ionic release and tarnish resistance characterization of porcelain fused to metal Co–Cr alloys manufactured via casting and three different CAD/CAM techniques. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(2), 150–156.

118. Mehl, C., Harder, S., Byrne, A., and Kern, M. (2013). Prosthodontics in digital times: A case report. *Quintessence International*, 44(1), 29–36.

119. Wiegand, A., Stucki, L., Hoffmann, R., Attin, T., and Stawarczyk, B. (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clinical Oral Investigations*, 19(8), 2007–2013.

120. Güth, J. F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayr, M., and Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 32(6), 865–871.

121. Stawarczyk, B., Sener, B., Trottmann, A., Roos, M., Özcan, M., and Hämmerle, C. H. F. (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/ CAM blocks versus glass-ceramic: Effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental Materials Journal*, 31(3), 377–383.

122. Janeva, N. M., Kovacevska, G., Elencevski, S., Panchevska, S., Mijoska, A., and Lazarevska, B. (2018). Advantages of CAD/CAM versus conventional complete dentures-a review. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(8), 1498–1502.

123. Infante, L., Yilmaz, B., McGlumphy, E., and Finger, I. (2014). Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(5), 351–355.

124. Srinivasan, M., Gjengedal, H., Cattani-Lorente, M., Moussa, M., Durual, S., Schimmel, M., and Müller, F. (2018). CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dental Materials Journal*, 37(4), 526–533.

125. Al-Dwairi, Z. N., Tahboub, K. Y., Baba, N. Z., Goodacre, C. J., and Özcan, M. (2019). A comparison of the surface properties of CAD/CAM and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 452–457.

126. Murat, S., Alp, G., Alatalı, C., and Uzun, M. (2019). In Vitro Evaluation of Adhesion of Candida albicans on CAD/CAM PMMA-Based Polymers. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e873–e879.

127. De Mendonça, A. F., De Mendonça, M. F., White, G. S., Sara, G., and Littlefair, D. (2016). Total CAD/CAM supported method for manufacturing removable complete dentures. *Case Reports in Dentistry*, 2016, 1–5.

128. Perea-Lowery, L., Minja, I. K., Lassila, L., Ramakrishnaiah, R., and Vallittu, P. K. (2021). Assessment of CAD-CAM polymers for digitally fabricated complete dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(1), 175–181.

129. Myagmar, G., Lee, J., Ahn, J., Yeo, I. L., Yoon, H., and Han, J. (2021). Wear of 3D printed and CAD/CAM milled interim resin materials after chewing simulation. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(3), 144–151.

130. Yuan, B., Cheng, Q., Zhao, R., Zhu, X., Yang, X., Yang, X., and Zhang, X. (2018). Comparison of osteointegration property between PEKK and PEEK: Effects of surface structure and chemistry. *Biomaterials*, 170, 116–126.

131. Jahandideh, Y., Falahchai, M., and Pourkhalili, H. (2020). Effect of surface treatment with Er:Yag and CO_2 lasers on shear bond strength of polyether ether ketone to composite resin veneers. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 11(2), 153–159.

132. Çelik, G., Üşümez, A., ve Sarı, T. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74–82.

133. Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12.

134. Huang Z.M., and Ramakrishna S. (2004). Composites in biomedical applications. In *Engineering materials for biomedical applications*. World Scientific, 1–44.

135. Birca, A., Gherasim, O., Grumezescu, V., and Grumezescu, A. M. (2019). Introduction in thermoplastic and thermosetting polymers. In *Materials for Biomedical Engineering: Thermoset and Thermoplastic Polymers*. Elsevier Inc., 1–17.

136. Trantina, G. G., Nimmer, R., and Malnati, P. (1994). *Structural Analysis of Thermoplastic Components*. New York: McGraw-Hill.,1–366.

137. Crawford, R. J., and Martin P. J. (2020). General properties of plastics. In *Plastics Engineering*. Butterworth-Heinemann, 1–56.

138. Kurtz, S. M. (2019). An overview of PEEK Biomaterials. In *PEEK Biomaterials Handbook*. Elsevier Inc., 3–11.

139. McKeen, L. (2019). High-Temperature/High-Performance Polymers. In *The Effect of UV Light and Weather on Plastics and Elastomers*. Elsevier Inc., 393–424.

140. Kurtz, S. M., and Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845–4869.

141. Urakawa, O. (2014). Polyaryletherketone. In S. Kobayashi and K. Müllen (Eds.), *Encyclopedia of Polymeric Nanomaterials*. Berlin, Heidelberg: Springer, 1–5.

142. Shibata, M., Yosomiya, R., Wang, J., Zheng, Y., Zhang, W., and Wu, Z. (1997). Relationship between molecular structure and thermal properties of poly(aryl ether ketone)s. *Macromolecular Rapid Communications*, 18(2), 99–105.

143. Gardner, K. C. H., Hsiao, B. S., and Faron, K. L. (1994). Polymorphism in poly(aryl ether ketone)s. *Polymer*, 35(11), 2290–2295.

144. Copponnex, T., and Decarmine, A. (2009). Reevaluating thermoplastics. How good is PEEK, really, for aesthetic and long-term structural applications. *European Medical Device Manufacturer*. 26-27.

145. Bagley, D., and Bell, M. (2002). "Method for producing sealing and anti-extrusion components for use in downhole tools and components produced thereby.", US 2002/0195739 A1.

146. Williams, D. F., McNamara, A., and Turner, R. M. (1987). Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *Journal of Materials Science Letters*, 6(2), 188–190.

147. Bötel, F., Zimmermann, T., Sütel, M., Müller, W. D., and 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.

148. Invibio Biomaterials Solutions. (2011). New Material Options for Innovation in Restorative and Prosthetic Dentistry. *Invibio Product Catalog, Europe and Asia Pacific Invibio Ltd. Technology Centre, Hillhouse International Lancashire FY5 4QD United Kingdom*, 1–9.

149. Stawarczyk, B., Eichberger, M., Uhrenbacher, J., Wimmer, T., Edelhoff, D., and 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.

150. Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., and 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.

151. Sproesser, O., Schmidlin, P. R., Uhrenbacher, J., Eichberger, M., Roos, M., and 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.

152. Ma, R., and Tang, T. (2014). Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International Journal of Molecular Sciences*, 15(4), 5426–5445.

153. Katzer, A., Marquardt, H., Westendorf, J., Wening, J. V., and Von Foerster, G. (2002). Polyetheretherketone-Cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*, 23(8), 1749–1759.

154. Rivard, C. H., Rhalmi, S., and Coillard, C. (2002). In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: A study in rabbits. *Journal of Biomedical Materials Research*, 62(4), 488–498.

155. Nieminen, T., Kallela, I., Wuolijoki, E., Kainulainen, H., Hiidenheimo, I., and 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.

156. Bechir, E. S., Bechir, A., Gioga, C., Manu, R., Burcea, A., and Dascalu, I. T. (2016). The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *Materiale Plastice*, 53(3), 394–398.

157. Zoidis, P., and 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.

158. Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., and Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12–19.

159. Santing, H. J., Meijer, H. J. A., Raghoebar, G. M., and Özcan, M. (2012). Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: A Comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 882–889.

160. Hahnel, S., Scherl, C., and Rosentritt, M. (2018). Interim rehabilitation of occlusal vertical dimension using a double-crown-retained removable dental prosthesis with polyetheretherketone framework. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 315–318.

161. Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., Ergun, G., Vallittu, P. K., and Lassila, L. V. J. (2018). Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dental Materials Journal*, 37(1), 49–58.

162. Spies, B., Petsch, M., Kohal, R.-J., and Beuer, F. (2018). Digital Production of a Zirconia, Implant-Supported Removable Prosthesis with an Individual Bar Attachment Milled from Polyether Ether Ketone: A Case History Report. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(5), 471–474.

163. Fuhrmann, G., Steiner, M., Freitag-Wolf, S., and Kern, M. (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs) - Durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials*, 30(3), 357–363.

164. Labriaga, W., Song, S. Y., Park, J. H., Ryu, J. J., Lee, J. Y., and 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.

165. Jones, D. P., Leach, D. C., and Moore, D. R. (1985). Mechanical properties of poly(ether-ether-ketone) for engineering applications. *Polymer*, 26(9), 1385–1393.

166. İnternet: Cendres + Métaux, M. (2019). Esthetic.line Pekkton ivory high performance polymer for definitive aesthetic restorations on implants. Web: http://www.cmdental.fr/medias/files/publications-pekkton-2014.pdf, Son Erişim Tarihi: 27.07.2021.

167. Han, K. H., Lee, J. Y., and Shin, S. (2016). Implant- and tooth-supported fixed prostheses using a high-performance polymer (Pekkton) framework. *The International Journal of Prosthodontics*, 29(5), 451–454.

168. Dede, D. Ö., Küçükekenci, A. S., and Kahveci, Ç. (2021). Influence of chairside surface treatments on the shear bond strength of PEKK polymer to veneering resin materials: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(4), 703.e1–703.e7.

169. Silthampitag, P., Chaijareenont, P., Tattakorn, K., Banjongprasert, C., Takahashi, H., and Arksornnukit, M. (2016). Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental Materials Journal*, 35(4), 668–674.

170. Ananth, H., Kundapur, V., Mohammed, H. S., Anand, M., Amarnath, G. S., and Mankar, S. (2015). A review on biomaterials in dental implantology. *International Journal of Biomedical Science*, 11(3), 113–120.

171. Kern, M., and Thompson, V. P. (1993). Sandblasting and silica-coating of dental alloys: Volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dental Materials*, 9(3), 155–161.

172. Hallmann, L., Mehl, A., Sereno, N., and Hämmerle, C. H. F. (2012). The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science*, 258(18), 7213–7218.

173. Ates, S. M., Caglar, I., and Yesil Duymus, Z. (2018). The effect of different surface pretreatments on the bond strength of veneering resin to polyetheretherketone. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 32(20), 2220–2231.

174. Özcan, M., and Vallittu, P. K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19(8), 725–731.

175. Peutzfeldt, A., and Asmussen, E. (1988). Silicoating: evaluation of a new method of bonding composite resin to metal. *European Journal of Oral Sciences*, 96(2), 171–176.

176. Mattiello, R. D. L., Coelho, T. M. K., Insaurralde, E., Coelho, A. A. K., Terra, G. P., Kasuya, A. V. B., and Fonseca, R. B. (2013). A Review of Surface Treatment Methods to Improve the Adhesive Cementation of Zirconia-Based Ceramics. *ISRN Biomaterials*, 2013, 1–10.

177. Heikkinen, T. T., Lassila, L. V. J., Matinlinna, J. P., and Vallittu, P. K. (2007). Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontologica Scandinavica*, 65(4), 241–248.

178. Bertolotti, R. L. (2007). Adhesion to Porcelain and Metal. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 433–451.

179. Xible, A. A., De Jesus Tavarez, R. R., De Araujo, C. D. R. P., and Bonachela, W. C. (2006). Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(3), 224–229.

180. Kern, M., and Lehmann, F. (2012). Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials*, 28(12), 1280–1283.

181. Stawarczyk, B., Jordan, P., Schmidlin, P. R., Roos, M., Eichberger, M., Gernet, W., and Keul, C. (2014). PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1278–1288.

182. Kurahashi, K., Matsuda, T., Ishida, Y., and Ichikawa, T. (2019). Effect of surface treatments on shear bond strength of polyetheretherketone to autopolymerizing resin. *Dentistry Journal*, 7(3), 82.

183. Kim, J. H., Lee, M. A., Han, G. J., and Cho, B. H. (2014). Plasma in dentistry: A review of basic concepts and applications in dentistry. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(1), 1–12.

184. Akan, T. (2006). Maddenin 4.hali plazma ve temel özellikleri. *Elektronik Çağdaş Fizik Dergisi,* 4, 1–11.

185. Yaşa, B., Uysal Uzel, E. G., ve Chakmakchı, S. (2016). Restoratif Diş Hekimliğinde Plazma Uygulamaları: Derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(4), 104–110.

186. Bárdos, L., and Baránková, H. (2010). Cold atmospheric plasma: Sources, processes, and applications. *Thin Solid Films,* 518(23), 6705–6713.

187. Boulos, M. I., Fauchais, P., and Pfender, E. (1994). Preliminary Definition of the Plasma State. In *Thermal Plasmas Fundamentals and Applications*, (First edition). New York: Plenum Pres, 1-8.

188. Chu, P. K., Chen, J. Y., Wang, L. P., and Huang, N. (2002). Plasma-surface modification of biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 36(5–6), 143–206.

189. Schwitalla, A. D., Bötel, F., Zimmermann, T., Sütel, M., and 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.

190. Pelagade, S., Singh, N. L., Shah, S., Qureshi, A., Rane, R. S., Mukherjee, S., and Shripathi, T. (2010). Surface free energy analysis for bipolar pulsed argon plasma treated polymer films. *Journal of Physics: Conference Series*, 208.

191. Kim, S., Lee, K. J., and Seo, Y. (2004). Polyetheretherketone (PEEK) Surface Functionalization by Low-Energy Ion-Beam Irradiation under a Reactive O_2 Environment and Its Effect on the PEEK/Copper Adhesives. *Langmuir*, 20(1), 157–163.

192. Comyn, J., Mascia, L., Xiao, G., and Parker, B. M. (1996). Plasma-treatment of polyetheretherketone (PEEK) for adhesive bonding. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 16(2), 97–104.

193. Stawarczyk, B., Bähr, N., Beuer, F., Wimmer, T., Eichberger, M., Gernet, W., and 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.

194. Şen, S., Ergün Kunt, G., ve Ceylan, G. (2010). Lazerler ve Protez Öncesi Uygulama Alanları. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(1), 1–8.

195. Cernavin, I., Pugatschew, A., de Boer, N., and Tyas, M. J. (1994). Laser applications in dentistry: A review of the literature. *Australian Dental Journal*, 39(1), 28–32.

196. Riveiro, A., Soto, R., Comesaña, R., Boutinguiza, M., Del Val, J., Quintero, F., and Pou, J. (2012). Laser surface modification of PEEK. *Applied Surface Science*, 258(23), 9437–9442.

197. Wilson, A., Jones, I., Salamat-Zadeh, F., and 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.

198. Çulhaoğlu, A. K., Özkır, S. E., Şahin, V., Yılmaz, B., and 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.

199. Tsuka, H., Morita, K., Kato, K., Kimura, H., Abekura, H., Hirata, I., and 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.

200. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., and 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.

201. Daud, A., Gray, G., Lynch, C. D., Wilson, N. H. F., and Blum, I. R. (2018). A randomised controlled study on the use of finishing and polishing systems on different resin composites using 3D contact optical profilometry and scanning electron microscopy. *Journal of Dentistry*, 71, 25–30.

202. Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., and 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.

203. Liebermann, A., Wimmer, T., Schmidlin, P. R., Scherer, H., Löffler, P., Roos, M., and 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.

204. Tekçe, N., Fidan, S., Tuncer, S., Kara, D., and Demirci, M. (2018). The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(1), 50–57.

205. García, J. C., Lobera, A. S., Maresca, P., Pareja, T. F., and Wang, C. (2018). Some considerations about the use of contact and confocal microscopy methods in surface texture measurement. *Materials*, 11(8), 1484.

206. Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C., and Wilson, N. H. F. (1999). Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dental Materials*, 15(2), 79–86.

207. Wennerberg, A., Ohlsson, R., Rosén, B. G., and Andersson, B. (1996). Characterizing three-dimensional topography of engineering and biomaterial surfaces by confocal laser scanning and stylus techniques. *Medical Engineering and Physics*, 18(7), 548–556.

208. Sanderson, J. (2019). Microscope Anatomy and Design. In *Understanding Light Microscopy*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 75–91.

209. Song, C. H., Choi, J. W., Jeon, Y. C., Jeong, C. M., Lee, S. H., Kang, E. S., and 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*, 11(6), 1–14.

210. Yadav, R. D., Jindal, D., and Mathur, R. (2016). A Comparative Analysis of Different Finishing and Polishing Devices on Nanofilled, Microfilled, and Hybrid Composite: A Scanning Electron Microscopy and Profilometric Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 9(3), 201–208.

211. Ferrari, M., Goracci, C., Sadek, F., and Cardoso, P. E. C. (2002). Microtensile bond strength tests: Scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. *European Journal of Oral Sciences*, 110(5), 385–391.

212. Chaijareenont, P., Prakhamsai, S., Silthampitag, P., Takahashi, H., and Arksornnukit, M. (2018). Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dental Materials Journal*, 37(3), 385–392.

213. ISO 10477. Dentistry polymer-based crown and bridge materials. (2004). *Geneva: International Standards Organization*, 1-21.

214. Rosentritt, M., Behr, M., Van Der Zel, J. M., and Feilzer, A. J. (2009). Shear bond strength of cement to zirconia. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23(7–8), 1125–1132.

215. Behr, M., Proff, P., Kolbeck, C., Langrieger, S., Kunze, J., Handel, G., and Rosentritt, M. (2011). The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(1), 2–8.

216. Gama, L. T., Duque, T. M., Özcan, M., Philippi, A. G., Mezzomo, L. A. M., and Gonçalves, T. M. S. V. (2020). Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dental Materials*, 36(4), e93–e108.

217. Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M., and Schmidlin, P. R. (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: Impact of different adhesives. *Dental Materials Journal*, 32(3), 441–448.

218. Palmer, D. S., Barco, M. T., and Billy, E. J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3), 325–327.

219. Longman, C. M., and Pearson, C. (1984). Variation in temperature of the oral cavity during the imbition of hot and cold fluids. *Journal of Dental Research,* 63, 521.

220. Boehm, R. F. (1972). Thermal Environment of Teeth During Open-Mouth Respiration. *Journal of Dental Research*, 51(1), 75–78.

221. Özcan, M. (2003). Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 194–203.

222. Wegner, S. M., Gerdes, W., and Kern, M. (2002). Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 267–272.

223. Stawarczyk, B., Hartmann, L., Hartmann, R., Roos, M., Ender, A., Özcan, M., and Hämmerle, C. H. F. (2012). Impact of Gluma Desensitizer on the tensile strength of zirconia crowns bonded to dentin: An in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 16(1), 201–213.

224. ISO/TS 11405. Dental materials – testing of adhesion to tooth structure. 2nd ed. (2003). *Geneva: International Organization for Standardization*, 1–14.

225. Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., and Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295–308.

226. Manhart, J., Chen, H. Y., Mehl, A., Weber, K., and Hickel, R. (2001). Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *Journal of Dentistry*, 29(2), 123–130.

227. Yoshida, K., Tanagawa, M., and Atsuta, M. (2001). Effects of filler composition and surface treatment on the characteristics of opaque resin composites. *Journal of Biomedical Materials Research*, 58(5), 525–530.

228. Nam, K. Y., Kim, J. B., Jang, B. C., Kwon, T. Y., and Kim, K. H. (2007). Effects of dentin bonding agents on bonding durability of a flowable composite to dentin. *Dental Materials Journal*, 26(2), 224–231.

229. Hosseini, M. H., Namvar, F., Chalipa, J., Saber, K., Chiniforush, N., Sarmadi, S., and Mirhashemi, A. H. (2012). Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Enamel Prepared By Er:YAG Laser and Conventional Acid-Etching. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 9(1), 20–26.

230. Soriano-Valero, S., Román-Rodriguez, J. L., Agustín-Panadero, R., Bellot-Arcís, C., Fons-Font, A., and Fernández-Estevan, L. (2020). Systematic review of chewing simulators: Reality and reproducibility of in vitro studies. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 12(12), e1189–e1195.

231. Bankoğlu Güngör, M., and Karakoca Nemli, S. (2018). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 473–480.

232. Jin, H. Y., Teng, M. H., Wang, Z. J., Li, X., Liang, J. Y., Wang, W. X., and, Zhao, B. D. (2019). Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(4), 383–388.

233. Miersch, S., König, A., Mehlhorn, S., Fuchs, F., Hahnel, S., and Rauch, A. (2020). Adhesive luting of orthodontic devices to silica-based ceramic crowns—comparison of shear bond strength and surface properties. *Clinical Oral Investigations*, 24(9), 3009–3016.

234. ISO/TR 11405. Dental materials-Guidance on testing of adhesion to tooth structure. (1994), 1–14.

235. Al-Dohan, H. M., Yaman, P., Dennison, J. B., Razzoog, M. E., and Lang, B. R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 349–355.

236. Zhang, X., Chai, Z. G., Wang, H., Wang, Y. J., and Chen, J. H. (2013). Influence of different adherend materials and combinations on in vitro shear bond strength. *Dental Materials Journal*, 32(4), 622–627.

237. Öztürk, Ö., Sipahi, C., and Ayyildiz, S. (2015). Shear bond strengths of six different porcelain laminate veneer materials cemented to enamel with two different MDP-containing resin cements. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 29(10), 1026–1038.

238. Saito, A., Komine, F., Blatz, M. B., and Matsumura, H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 247–257.

239. Årtun, J., and Bergland, S. (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American Journal of Orthodontics*, 85(4), 333–340.

240. Younis, M., Unkovskiy, A., Drexler, T., Qian, J., Wan, G., and Spintzyk, S. (2020). The impact of non-thermal plasma on the adhesion of polyetherketoneketone (PEKK) to a veneering composite system. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 112, 104065.

241. Uhrenbacher, J., Schmidlin, P. R., Keul, C., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., and 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.

242. Henriques, B., Fabris, D., Mesquita-Guimarães, J., Sousa, A. C., Hammes, N., Souza, J. C. M., and 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.

243. Rocha, R. F. V., Anami, L. C., Campos, T. M. B., de Melo, R. M., e Souza, R. O. de A., and Bottino, M. A. (2016). Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: Effect of surface treatments. *Brazilian Dental Journal*, 27(6), 693–699.

244. Sproesser, O., Schmidlin, P. R., Uhrenbacher, J., Roos, M., Gernet, W., and Stawarczyk, B. (2014). Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(5), 465–472.

245. Pagniano, R. P., Seghi, R. R., Rosenstiel, S. F., Wang, R., and Katsube, N. (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(5), 459–466.

246. Jacques, L. B., Ferrari, M., and Cardoso, P. E. C. (2003). Microleakeage and resin cement film thickness of luted all-ceramic and gold electroformed porcelain-fused-to-metal crowns. *Journal of Adhesive Dentistry*, 5(2), 145–152.

247. Cadenaro, M., Maravic, T., Comba, A., Mazzoni, A., Fanfoni, L., Hilton, T., and Breschi, L. (2019). The role of polymerization in adhesive dentistry. *Dental Materials*, 35(1), e1–e22.

248. İnternet: VALO LED Işınlı Dolgu Cihazı Web: https://intl.ultradent.com/tr/Dental-Urunler/ekipman/VALO-LED-Isinli-Dolgu-Cihazlari/VALO/Pages/default.aspx?s_cid=1007, Son Erişim Tarihi: 27.07.2021.

249. İnternet: VALO Web: https://intl.ultradent.com/tr/Product%20Instruction%20Documents/VALO%20Curing%20Card.pdf, Son Erişim Tarihi: 27.07.2021.

250. Gale, M. S., and Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89–99.

251. Amaral, F. L., Colucci, V., Palma-dibb, R. G., and Corona, S. A. M. (2007). Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation : A Critical Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(6), 340–353.

252. Stewardson, D. A., Shortall, A. C., and Marquis, P. M. (2010). The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *Journal of Dentistry*, 38(5), 437–442.

253. Michailesco, P. M., Marciano, J., Grieve, A. R., and Abadie, M. J. M. (1995). An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: A pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(2), 214–218.

254. Oldham, C. C., Ballard, R. W., Yu, Q., Kee, E. L., Xu, X., and Armbruster, P. C. (2020). In vitro comparison of shear bond strengths of ceramic orthodontic brackets with ceramic crowns using an aluminium oxide air abrasion etchant. *International Orthodontics*, 18(1), 115–120.

255. García-Sanz, V., Paredes-Gallardo, V., Bellot-Arcís, C., Martínez-León, L., Torres-Mendieta, R., Montero, J., and Albaladejo, A. (2019). Femtosecond laser settings for optimal bracket bonding to zirconia. *Lasers in Medical Science*, 34(2), 297–304.

256. Hossein Mirhashmi, S. A., Ahmad Akhundi, M. S., Pour Ganji, S. M., Allahdadi, M., Norouzian, M., and Chiniforush, N. (2020). Optimized Er: YAG laser irradiation distance to achieve the strongest bond strength between orthodontic brackets and zirconia-ceramics. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 11(3), 287–291.

257. Douara, Y., Abdul Kader, S., Kassem, H., and Mowafy, M. (2019). Evaluation of the shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to glazed monolithic zirconia using different bonding protocols. *Egyptian Orthodontic Journal*, 56(12), 9–20.

258. Franz, A., Raabe, M., Lilaj, B., Dauti, R., Moritz, A., Müßig, D., and Cvikl, B. (2019). Effect of two different primers on the shear bond strength of metallic brackets to zirconia ceramic. *BMC Oral Health*, 19(1), 1–8.

259. Gardiner, R., Ballard, R., Yu, Q., Kee, E., Xu, X., and Armbruster, P. (2019). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to a new all-ceramic crown composed of lithium silicate infused with zirconia: An in vitro comparative study. *International Orthodontics*, 17(4), 726–732.

260. Lee, J. Y., Ahn, J., An, S. I., and Park, J. (2018). Comparison of bond strengths of ceramic brackets bonded to zirconia surfaces using different zirconia primers and a universal adhesive. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 43(1), 1–7.

261. Stawarczyk, B., Taufall, S., Roos, M., and Schmidlin, P. R. (2018). Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clinical Oral Investigations*, 22(2), 763–771.

262. Piwowarczyk, A., Lauer, H. C., and 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.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı	: TEKLİ, Bahar
Uyruğu	: T.C.
Doğum tarihi ve yeri	: 05.03.1993, Mersin
Medeni hali	: Bekar
Telefon	: 0 312 203 41 93
e-mail	: dtbahartekli@gmail.com

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	Marmara Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lise	Mersin Fen Lisesi	2011

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2019-devam ediyor	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	Araştırma Gör.
2018-2019	Mersin Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	Araştırma Gör.

Yabancı Dil

İngilizce (TÖMER TIPDİL: 75)

Yayınlar

Ulusal Yayınlar

1. Ergün, G., Ataol, A. S., ve Tekli, B. (2018). Diş Hekimliğinde Robotik Uygulamalar: Bir Literatür Derlemesi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 39(3), 125-133.

2. Ergün, G., ve Tekli, B. (2020). Dijital okluzal kayıt ve sanal artikülatör kullanımının klinik okluzal uyumlama gereksinimine etkisi., Özdemir A.K., (Editör) *Protetik Materyaller ve Güncel Uygulamaları*. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 57- 62.

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler

1. Ergün, G., Ataol, A.S., ve Tekli, B. (2019, 13-15 Haziran). *Protetik diş tedavisinde sanal artikülatör uygulamaları,* 6. International Symposium on Academic Studies in Health and Sport Sciences, Ankara, Türkiye.

2. Şahin, Z., Ergün, G., Ataol, A. S. and Tekli, B. (2019, 4-7 Eylül). *Assessment for flexural strength and surface hardness of CAD/CAM polymers (PMMA/PEEK) and heat-cured PMMA,* International College of Prosthodontists and European Prosthodontic Association, Amsterdam, Netherlands.

3. Ergün, G., Ataol, A. S., ve Tekli, B. (2019, 26-27 Nisan). *Dijital okluzal kayıt ve sanal artikülatör kullanımının klinik okluzal uyumlama gereksinimine etkisi: Bir Literatür Derlemesi.* VI. Uluslararası Multidisipliner Çalışmaları Sempozyumu, Multicongress, Gaziantep, Türkiye.

4. Ergün, G., Ataol, A. S., ve Tekli, B. (2018, 4-5 Mayıs). *Diş Hekimliğinde robotik uygulamalar: Bir literatür derlemesi.* I. Uluslararası Multidisipliner Çalışmaları Kongresi, Adana, Türkiye.

5. Ergün, G. ve Tekli, B. (2021, 5-6 Temmuz). *Dental CAD/CAM Sistemleri ve kullanılan materyaller*. 4. Uluslararası Sağlık Bilimleri ve İnovasyon Kongresi, Azerbaycan.

Proje

1. Ergün, G., ve Tekli, B. (2020). *Dental seramik ve PEKK'nin bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkisinin değerlendirilmesi,* Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi, Diş Hekimliğinde Uzmanlık (Proje Kodu: 03/2020-07)



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...