



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**PROTEZ TEMİZLEME SOLÜSYONLARININ FARKLI POLİSAJ
YÖNTEMLERİ UYGULANAN KAİDE MATERYALLERİNİN
YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**İLKAY BALTACI
UZMANLIK TEZİ**

**SİVAS
2024**



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**PROTEZ TEMİZLEME SOLÜSYONLARININ FARKLI POLİSAJ
YÖNTEMLERİ UYGULANAN KAİDE MATERYALLERİNİN
YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**İLKAY BALTACI
UZMANLIK TEZİ**

**Prof. Dr. GİRAY BOLAYIR
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ**

**SİVAS
2024**

ONAY SAYFASI

“Protez Temizleme Solüsyonlarının Farklı Polisaj Yöntemleri Uygulanan Kaide Materyallerinin Yüzey Özelliklerine Etkilerinin İncelenmesi” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

AD SOYAD

İMZA

Başkan

Prof. Dr. Giray BOLAYIR

Üye

Prof. Dr. Faik TUĞUT

Üye

Doç. Dr. Ayşegül GÖZE SAYGIN

ONAY

Bu tez çalışması, 08/11/2024 Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Recai ZAN

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince sadece mesleki olarak değil, hayata dair de bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen ve her konuda desteğini içtenlikle sunan çok değerli hocam, danışmanım Sayın Prof. Dr. Giray BOLAYIR’a,

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki tecrübelerinden yararlandığım Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri’ne,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalıştığım Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalındaki tüm çalışma arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde her türlü fedakarlığı gösteren ve her zaman arkamda olan aileme,

Beni hiçbir konuda yalnız bırakmayan, her zaman destekleyen sevgili eşime,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. İlkay BALTACI
SİVAS, 2024

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 2023 tarihli ve 2/9 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Bu tez çalışması DİŞ-2023-306 numaralı proje kapsamında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı (CUBAP) tarafından desteklenerek yapılmıştır.

ÖZET

PROTEZ TEMİZLEME SOLÜSYONLARININ FARKLI POLİSAJ YÖNTEMLERİ UYGULANAN KAİDE MATERYALLERİNİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

DT. İLKAY BALTACI

Uzmanlık Tezi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

SİVAS

2024

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı protez kaide materyallerine uygulanan mekanik ve kimyasal polisajın ve farklı temizleme solüsyonlarının materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve sertliği üzerindeki etkilerinin incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Isı ile polimerize olan geleneksel PMMA, CAD/CAM kazıma yöntemi ile üretilen PMMA, Trinia, PEEK ve 3D yazıcı ile üretilen PMMA kaide materyallerinden 10 mm çapında 2 mm kalınlığında 80'er adet örnek üretildi. Her bir materyale ait örnekler, zımparalar ile yüzey standardı sağlandıktan sonra mekanik ve kimyasal polisaj olarak iki gruba ayrıldı. Mekanik polisaj grubuna polisaj pastası ile mekanik polisaj uygulanırken kimyasal polisaj grubuna ışıqla polimerize olan Optiglaze uygulandı. Her bir gruba ait örnekler rastgele 10'arlı 4 ayrı alt gruba ayrıldı. Bir grup örnekler kontrol grubu olarak ayrıldı ve solüsyonlarda bekletilmeden kontak profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü ve Vickers mikrosertlik cihazı ile sertlik değerleri ölçölüp kaydedildi. Diğer üç alt grup ise rastgele olacak şekilde distile su, NaOCl ve Corega temizleme tableti ile hazırlanan temizleme solüsyonlarında bekletildi. Solüsyonda bekletilme sonrası örneklerin yüzey pürüzlülüğü ve sertliği ölçölüdü. Elde edilen verilerin değeriendirilmesinde tek yönlü varyans analizi ve Tukey testi, parametrik test varsayımları yerine getirilemediğinde ise Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi ($p=0.05$).

Bulgular: Temizleme solüsyonlarından bağımsız, mekanik ve kimyasal polisaj uygulanan gruplar karşılaştırıldığında, mekanik polisaj uygulanan örnekler daha düşük

pürüzlülük değerleri gösterirken, sertlik açısından kimyasal polisaj uygulanan örnekler daha yüksek sertlik değerleri gösterdi. Solüsyon sonrası tüm örneklerin pürüzlülük değerleri artarken sertlik değerlerinin ise düştüğü görüldü. Mekanik polisaj grubuna ait örneklerin solüsyonlardan daha çok etkilendiği görülürken en çok etkileyen solüsyonun ise NaOCl solüsyonu olduğu görüldü. Materyaller karşılaştırıldığında, 3D ile üretilen PMMA'ya ait örnekler en yüksek pürüzlülük ve en düşük sertlik değerleri gösterdi. En düşük pürüzlülük değerleri PEEK'e ait örneklerde görülürken en yüksek sertlik değerleri ise Trinia'ya ait örneklerde görüldü.

Sonuç: Yüzey özellikleri açısından, kimyasal polisaj ajanı Optiglaze'in mekanik polisaja göre genel olarak daha iyi sonuçlar verdiği görüldü. CAD/CAM kazıma yöntemi ile üretilen güncel materyallerin daha üstün yüzey özellikleri sergilediği ortaya konuldu.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, 3D yazıcı, mikro sertlik, PEEK, PMMA, Trinia, yüzey pürüzlülük

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF PROSTHESIS CLEANING SOLUTIONS ON THE SURFACE PROPERTIES OF BASE MATERIALS APPLIED WITH DIFFERENT POLISHING METHODS

DT. İLKAY BALTACI

DEPARTMENT OF PROSTHETIC DENTISTRY

SİVAS

2024

Purpose: The aim of this study was to investigate the effects of mechanical and chemical polishing and different cleaning solutions applied to different denture base materials on the surface roughness and hardness of the materials.

Materials and Methods: Heat polymerized conventional PMMA, CAD/CAM milling PMMA, Trinia, PEEK and 3D manufactured PMMA base materials were used to produce 80 samples with 10 mm diameter and 2 mm thickness. After the surface standard was provided with sandpaper, the samples of each material were divided into two groups as mechanical and chemical polishing. Mechanical polishing was applied with conventional polishing paste to the mechanical polishing group, while chemical polishing agent Optiglaze was applied to the chemical polishing group. The samples of each group were divided into 4 separate subgroups of 10 each. The surface roughness of the samples in one group was measured and recorded with a profilometer device and the hardness values with a Vickers microhardness device without being kept in the solution. The other three subgroups were kept in cleaning solutions prepared with distilled water, NaOCl and Corega cleaning tablet, respectively. After being kept in the solution, the surface roughness and hardness of the samples were measured with the same method. The obtained data were statistically analyzed using one-way analysis of variance and Tukey test, and when parametric test assumptions were not met, Kruskal Wallis test and Mann Whitney U test ($p=0.05$).

Results: When the groups that were applied mechanical and chemical polishing, independent of the cleaning solutions, were compared, mechanical

polishing showed lower roughness values, while chemical polishing showed higher hardness values in terms of hardness. It was observed that the roughness values of all samples increased after the solution, while the hardness values decreased. It was observed that the mechanical polishing group was more affected by the solutions, while the NaOCl solution was the most effective. When the materials were compared, the samples belonging to 3D produced PMMA showed the highest roughness and lowest hardness values. The lowest roughness values were seen in the samples belonging to PEEK, while the highest hardness values were seen in the samples belonging to Trinia.

Conclusion: In terms of surface properties, it has been observed that the chemical polishing agent Optiglaze and current materials produced by CAD/CAM milling generally give better results than mechanical polishing.

Key words: CAD/CAM, 3D printer, micro hardness, PEEK, PMMA, Trinia, surface roughness

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	iii
ÖZET.....	vi
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
TABLolar DİZİNİ	xviii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Polimerler	3
2.1.1. Polimerlerin Yapısı	3
2.1.2. Polimerlerin Sınıflandırılması.....	3
2.1.3. Polimerizasyon Çeşitleri	4
2.1.3.1. Katılma (İlave, Zincir) Polimerizasyonu.....	4
2.1.3.2. Kondenzasyon (Basamaklı, Yoğunlaşma) Polimerizasyonu	6
2.2. Protez Kaide Materyalleri ve Polimerleri.....	6
2.2.1. İdeal Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri	7
2.2.2. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması	8
2.2.3. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Reziner.....	9
2.2.3.1. Konvansiyonel Basınçla Kalıplama Yöntemi	10
2.2.3.2. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi	10
2.2.4. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Reziner	11
2.2.4.1. Konvansiyonel Otopolimerizan Akrilik Reziner	11
2.2.4.2. Sıvı (akışkan) Akrilik Reziner	11
2.2.5. Görünür Işık ile Polimerize Olan Akrilik Reziner	12

2.2.6. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler	13
2.3. Geleneksel Yöntemler ile Protez Kaide Üretimi	13
2.4. CAD/CAM Yöntemleri ile Protez Kaide Üretimi	14
2.4.1. Eksiltilmeli (Ekstraktif) Üretim Yöntemi	15
2.4.2. Eklemeli Üretim Yöntemi (3D Baskı Yöntemi)	16
2.4.2.1. Eklemeli Üretim Yönteminin Avantajları	16
2.4.2.2. Eklemeli Üretim Yönteminin Dezavantajları	17
2.4.2.3. Sterolitografi (SLA)	18
2.4.2.4. Dijital Işık İşleme (DLP)	18
2.4.2.5. Likit Kristal Ekran (LCD)	18
2.4.2.6. 3D Yazıcılar ile Baskı Sonrası İşlemler ve Post-Kürleme	19
2.4.2.7. Işık ile Polimerize Olan Reçineler	19
2.5. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Protez Kaide Materyalleri	21
2.5.1. Prepolimerize PMMA Bloklar	21
2.5.2. PEEK (Poli-Eter-Eter-Keton)	21
2.5.2.1. PEEK Materyalinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları	22
2.5.3. Fiber ile Güçlendirilmiş Güncel CAD/CAM Materyalleri	24
2.5.3.1. Cam Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit (Trinia)	25
2.6. Protez Kaide Materyallerinin Yüzey Bitirme İşlemleri	26
2.6.1. Tesviye	27
2.6.2. Polisaj	27
2.6.2.1. Mekanik Polisaj İşlemi	27
2.6.2.2. Kimyasal Polisaj İşlemi	28
2.6.2.3. Optiglaze Color	29
2.7. Protez Temizleme Yöntemleri	29
2.7.1. Mekanik Temizleme Yöntemleri	29

2.7.2. Kimyasal Temizleme Yöntemleri	29
2.7.2.1. Alkalen Peroksitler	29
2.7.2.2. Alkalen Hipokloritler	30
2.7.2.3. Seyreltik Asitler	30
2.7.2.4. Dezenfektanlar	30
2.7.2.5. Enzimler	30
2.8. Yüzey Pürüzlülüğü	30
2.8.1. Profilometre.....	31
2.8.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	31
2.9. Yüzey Sertliği.....	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Konvansiyonel Yöntem ile Örneklerin Üretilip Hazırlanması.....	33
3.2. CAD/CAM Yöntemi ile Örneklerin Üretilip Hazırlanması	35
3.3. 3D Printer ile Üretilen Örneklerin Üretilip Hazırlanması	36
3.4. Örneklerle Polisaj İşlemlerinin Yapılması	36
3.5. Örneklerin Temizleme Solüsyonlarında Bekletilmesi	37
3.6. Örneklerle Yüzey Pürüzlülük Testi Uygulanması.....	38
3.7. Örneklerle Mikro Sertlik Testi Uygulanması	39
3.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelenmesi	40
3.9. İstatistiksel Yöntem.....	40
4. BULGULAR	41
4.1. Pürüzlülük Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	41
4.1.1. Temizleme Solüsyonlarında Bekletilme Öncesinde Pürüzlülük Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	41
4.1.2. Temizleme Solüsyonlarında Bekletilme Sonrasında Pürüzlülük Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	42

4.2. Mikro Sertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	44
4.2.1. Temizleme Solüsyonlarında Bekletilme Öncesinde Mikro Sertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	44
4.2.2. Temizleme Solüsyonlarında Bekletilme Sonrasında Mikro Sertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	45
4.3. SEM Görüntülerinin İncelenmesi	47
4.3.1. Örneklerin Solüsyonlarda Bekletilme Öncesi SEM Görüntülerinin İncelenmesi	47
4.3.2. Örneklerin Solüsyonlarda Bekletilme Sonrasında SEM Görüntülerinin İncelenmesi	49
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇLAR	64
7. KAYNAKÇA	66

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. PEEK'in hareketli protezlerde kullanımı	23
Şekil 2. Trinia'nın protetik diş tedavisinde kullanım alanları	26
Şekil 3. Mum örneklerin hazırlanması için kullanılan silikon kalıp	34
Şekil 4. Mum örnekler	34
Şekil 5. Muflada oluşturulan negatif boşluklar	34
Şekil 6. Mum örneklerin muflaya alınması	34
Şekil 7. Prepolimerize PEEK blok	35
Şekil 8. Prepolimerize PMMA blok	35
Şekil 9. CAD/CAM cihazı	36
Şekil 10. Prepolimerize Trinia blok	36
Şekil 11. 3D yazıcı	36
Şekil 12. Polisaj pastası	37
Şekil 13. Optiglaze	37
Şekil 14. Yapay tükürük solüsyonu	38
Şekil 15. Corega protez temizleme tableti	38
Şekil 16. Yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı	39
Şekil 17. Mikro sertlik cihazı	39
Şekil 18. SEM cihazı	40
Şekil 19. Isı ile polimerize edilen mekanik polisaj uygulanan PMMA örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü	47
Şekil 20. Isı ile polimerize edilen kimyasal polisaj uygulanan PMMA örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü	47
Şekil 22. 3D ile üretilen kimyasal polisaj uygulanan PMMA örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü	48
Şekil 21. 3D ile üretilen mekanik polisaj uygulanan PMMA örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü	48
Şekil 23. Mekanik polisaj uygulanan PEEK örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü	48
Şekil 24. Kimyasal polisaj uygulanan PEEK örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü	48

Şekil 25. Kimyasal polisaj uygulanan Trinia örneğın solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	48
Şekil 26. Mekanik polisaj uygulanan Trinia örneğın solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	48
Şekil 27. CAD/CAM kazıma ile üretilen kimyasal polisaj uygulanan PMMA örneğın solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü	48
Şekil 28. CAD/CAM kazıma ile üretilen mekanik polisaj uygulanan PMMA örneğın solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü	48
Şekil 29. Mekanik polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğın D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	49
Şekil 30. Mekanik polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğın D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	49
Şekil 31. Mekanik polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğın D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	49
Şekil 32. Kimyasal polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğın D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	49
Şekil 33. Kimyasal polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğın D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	49
Şekil 34. Kimyasal polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğın D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	49
Şekil 35. Mekanik polisaj uygulanan 3D PMMA örneğın D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	50
Şekil 36. Mekanik polisaj uygulanan 3D PMMA örneğın D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	50
Şekil 37. Mekanik polisaj uygulanan 3D PMMA örneğın D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	50
Şekil 38. Kimyasal polisaj uygulanan 3D PMMA örneğın D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	50
Şekil 39. Kimyasal polisaj uygulanan 3D PMMA örneğın D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	50
Şekil 40. Kimyasal polisaj uygulanan 3D PMMA örneğın D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	50

Şekil 41. Mekanik polisaj uygulanan PEEK örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	50
Şekil 42. Mekanik polisaj uygulanan PEEK örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	50
Şekil 43. Mekanik polisaj uygulanan PEEK örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	50
Şekil 46. Kimyasal polisaj uygulanan PEEK örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	51
Şekil 44. Kimyasal polisaj uygulanan PEEK örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	51
Şekil 45. Kimyasal polisaj uygulanan PEEK örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	51
Şekil 48. Mekanik polisaj uygulanan Trinia örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	51
Şekil 49. Mekanik polisaj uygulanan Trinia örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	51
Şekil 47. Mekanik polisaj uygulanan Trinia örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	51
Şekil 50. Kimyasal polisaj uygulanan Trinia örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	51
Şekil 52. Kimyasal polisaj uygulanan Trinia örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	51
Şekil 51. Kimyasal polisaj uygulanan Trinia örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	51
Şekil 55. Mekanik polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	52
Şekil 54. Mekanik polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	52
Şekil 53. Mekanik polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	52
Şekil 57. Kimyasal polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	52

Şekil 58. Kimyasal polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğın D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	52
Şekil 56. Kimyasal polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğın D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	52



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Trinia'nın mekanik özellikleri	25
Tablo 2. Kullanılan kaide materyalleri ve solüsyonlar.....	33
Tablo 3. Materyallere ait solüsyon öncesi pürüzlülük değerleri (μm)	41
Tablo 4. Materyallere ait mekanik polisaj uygulanan grupların solüsyonlarda bekletilme sonrasındaki pürüzlülük değerleri (μm)	42
Tablo 5. Materyallere ait kimyasal polisaj uygulanan grupların solüsyonda bekletilme sonrasındaki pürüzlülük değerleri (μm)	43
Tablo 6. Materyallere ait solüsyon öncesindeki mikro sertlik değerleri (VHN).....	44
Tablo 7. Materyallere ait mekanik polisaj uygulanan gruplarının solüsyonlarda bekletilme sonrasında mikrosertlik değerleri (VHN).....	45
Tablo 8. Materyallere ait kimyasal polisaj uygulanan grupların solüsyonlarda bekletilme sonrasında mikrosertlik değerleri (VHN).....	46

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

PEEK	Poli-eter-eter-keton
PMMA	Polimetilmetakrilat
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
SEM	Scanning Electron Microscopy (Taramalı Elektron Mikroskobu)
BiS-GMA	Bis-fenol A ve glisidil metakrilat
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
LCD	Likit Kristal Ekran
3D	Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojisi
MMA	Metilmetakrilat
DLP	Dijital Işık İşleme
SLA	Stereolitografi
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
CLIP	Continuous Liquid Interface Production (Sıvı Arayüz Teknolojisi)
GPa	Gigapascal (Elastik modül birimi)
kJ/m²	Kilojul/metre-kare (Darbe dayanıklılığı birimi)
HRR	Rockwell Sertlik Birimi
µm	Mikrometre (Yüzey pürüzlülük ölçümü)
nm	Nanometre (Dalga boyu birimi)
SPM	Taramalı Uç Mikroskopu
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskopu
PVC	Polivinil Klorür
ISO	Uluslararası Standartlar Organizasyonu
NaOCl	Sodyum Hipoklorit

dk	Dakika
sn	Saniye
mg	Miligram
l	Litre
ml	Mililitre
kN	Kilonewton (Kuvvet birimi)
N	Newton (Kuvvet birimi)
mm	Milimetre
°C	Santigrat Derece (Sıcaklık birimi)
atm	Açık Hava Basıncı
MPa	Megapaskal (basınç birimi)
UHMWPE	Ultra Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen
MR	Manyetik Rezonans
BT	Bilgisayarlı Tomografi
GP	Geleneksel PMMA
3D	3 Boyutlu
T	Trinia
P	PEEK
CP	CAD/CAM PMMA
D1	Distile su solüsyonu
D2	Corega tablet solüsyonu
D3	NaOCl solüsyonu
VHN	Vickers Sertlik Numarası
Hz	Hertz (Frekans Birimi)
Cr-Co	Krom Kobalt Alaşımı

1. GİRİŞ

Hareketli protezlerin ağız içerisindeki yumuşak dokuların üzerine oturduğu ve dişlerin bağlandığı bölüme protez kaidesi denilmektedir. Polimerler, protez kaidesi yapımında sıklıkla kullanılmaktadır. Polimerlerin boyutsal dayanıklılık, biyouyumluluk, estetik, tamir edilebilme gibi mekanik ve fiziksel özelliklerinin yeterli olması gerekmektedir(Albrektsson et al. 1986; Anusavice 1999; J.F. McCabe 1999).

Polimetilmetakrilat (PMMA), mekanik ve fiziksel özelliklerinin kabul edilebilir olması, iyi estetik özellikleri, biyouyumluluğu gibi özelliklerinden dolayı günümüzde hareketli protezler için en sık kullanılan kaide materyali haline gelmiştir(Gad et al. 2019). Geleneksel ısı ile polimerizasyon yöntemi ile protez kaide materyali üretimi; kolay ulaşılabilir olması, diğer tekniklere göre daha ucuz olması, daha az ekipman gerektirmesi gibi özelliklerinden dolayı günümüzde halen daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Akrilik rezin esaslı protez kaide materyallerinin dayanıklılığı, teknisyenin becerisi, toz-likit oranı, polimerizasyon yöntemi gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Darbe, eğilme ve yorulma gibi streslere karşı ise kolay şekilde kırılabilir. Bu olumsuz özellikleri nedeniyle PMMA'ya alternatif olarak araştırmacılar yeni kaide materyalleri arayışına girmiştir(Al-Dwairi, ZN, Tahboub, KY, Baba, NZ ve Goodacre 2020; Chhabra et al. 2022; Kanie et al. 2000).

Yapılan son çalışmalarda diş hekimliği alanında kullanımı yaygınlaşan bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisi (CAD/CAM), kaide materyalleri üretiminde de kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntemde kullanılan yüksek ısı ve basınç altında polimerize edilmiş bloklarda polimerizasyon büzülmesinin oldukça az görüldüğü bildirilmiştir. Bu teknik daha iyi mekanik ve yüzey özellikler sergilemesi, daha iyi protez uyumunun sağlanması, dijital ortamda verilerin saklanabilmesi, hasta randevu sayısını azaltması gibi birçok avantajlara sahiptir(Bidra, Taylor, and Agar 2013; Fernandez, Nimmo, and Behar-Horenstein 2016; Han et al. 2017; Infante et al. 2014; Janeva et al. 2018; Unkovskiy et al. 2019).

3 boyutlu (3D) üretim teknolojisinin diş hekimliğinde kullanımı da son yıllarda yaygınlaşmıştır. Özellikle yüksek seviyede doğruluk gerektiren protez materyalleri için geleneksel yöntemlere göre oldukça hassas protez üretimi sağlamaktadır. CAD/CAM kazıma yöntemine göre daha az ısı üretmesi ve daha az malzeme israfı ile

üretilmesi avantajlarındandır (Atzeni and Salmi 2012; Peng et al. 2022; Revilla-León and Özcan 2019).

Yüzey pürüzlülüğü protez ile temas içerisinde olan ağız için dokuların sağlığını önemli ölçüde etkilemektedir. Kaide yüzeyinde plak birikimi için yüzey pürüzlülüğü eşik değerinin 0.2 μm olduğu ve bu değer üzerindeki pürüzlülüklerde plak birikiminin arttığı bildirilmektedir (Borchers, Tavassol, and Tschernitschek 1999; Kuhar and Funduk 2005). Bu nedenle protez yüzeyleri optimum pürüzsüzlükte olmalıdır (Quirynen et al. 1993). Pürüzsüz yüzeyler oluşturmak için kaide materyallerine parlatma işlemi gerekmektedir (Emmanouil, Kavouras, and Kehagias 2002). Geleneksel cilalamaya bir alternatif olarak, protez kaideleri için yüzey kaplama malzemelerinin kullanımı tercih edilebilir (Choi et al. 2020).

Protez üzerinde biriken plakların ve birikintilerin uzaklaştırılmasında mekanik temizlemenin mikrobiyolojik etkinliğinin az olması sebebiyle, özellikle yaşlı hastalarda temizleme işlemi kolaylaştırmak amacıyla kimyasal yöntemler yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Protezlerin kimyasal olarak temizlenmesi için protezin solüsyon içerisine bırakılması ya da solüsyonların fırça yardımıyla proteze uygulanması ile olmaktadır (Kulak-Ozkan, Kazazoglu, and Arikan 2002; Shay 2000).

Bu çalışmamızda; farklı fiziksel, mekanik ve yüzey özelliklerine sahip, farklı teknikler ile üretilen protez kaide materyallerine uygulanan mekanik ve kimyasal polisaj tekniklerinin ve protez temizleme solüsyonlarının materyallerin yüzey özelliklerine etkilerinin karşılaştırılarak değerlendirilmesi hedeflendi.

Çalışmamızın sıfır hipotezi ‘‘Protez kaide materyallerine uygulanan farklı polisaj tekniklerinin ve temizleme solüsyonlarının, materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve mikro sertliği üzerinde fark oluşturmaz’’ şeklinde kuruldu.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerler

2.1.1. Polimerlerin Yapısı

Polimerler, kimyasal bir reaksiyon ile daha düşük molekül ağırlığına sahip monomer adı verilen birimlerin, daha yüksek molekül ağırlıklı ve daha uzun zincirli makromerleri oluşturmasıyla oluşur. Bu olaya ise ‘‘polimerizasyon’’ denir (O’Brien 2002).

Bir polimeri meydana getiren monomerler tek bir türden oluşuyorsa bu yapı homopolimer olarak adlandırılır; eğer monomerler farklı türlerden ise bu durumda oluşan yapıya heteropolimer adı verilir. İki farklı türden monomer birleşerek bir polimer oluşturuyorsa bu yapı kopolimer olarak adlandırılırken, üç farklı türden monomerin birleşmesiyle oluşan yapıya ise terpolimer denir. Diş hekimliğinde sıklıkla homopolimer yapıda polimerler kullanılır. Polimerler düz (lineer) şeklinde olabildikleri gibi dallanmış yapıda oluşabilirler. Dallanmış yapıdaki polimerler ana zincire farklı yan dallar ile bağlanır ve buna çapraz bağlı polimer adı verilir. Moleküler zincir uzunluğu, dallanmalar, çapraz bağlar ve zincirlerin konfigürasyonları, polimerlerin özelliklerini belirler. Zincir uzunluğundaki artış polimeri daha sert hale getirir ve erime sıcaklığını yükseltir. Zincirler arası çapraz bağlar, polimerin rijitliğini ve dayanıklılığını artırır(Anusavice KJ, Shen C 2012; O’Brien 2002).

2.1.2. Polimerlerin Sınıflandırılması

Polimerler, ‘elastomerik polimerler’, ‘termoset polimerler’ ve ‘termoplastik polimerler’ olmak üzere 3 gruba ayrılabilir(Kutz 2002; Luo et al. 2022).

1-) Elastomerik polimerler: Elastik özelliğindedirler. Üzerine gelen kuvvet ile birlikte yapısındaki polimer zincirleri birbiri üzerinde kayma hareketi yaparken, kuvvet ortadan kalkınca tekrar eski haline dönerler(Anusavice 1999; Kutz 2002).

2-) Termoset polimerler: Polimerizasyon reaksiyonu sonucunda yapısında çapraz polimer zincirleri kurulmasıyla oluşurlar. Basınç ve ısı gibi etkilerle şekli ve kimyasal yapısı değişebilir. Termoset polimerler, kondenzasyon polimerizasyonu ile oluşurlar. Bu gruba örnek olarak polimetakrilat gösterilebilir(Kutz 2002; Luo et al. 2022).

3-) Termoplastik polimerler: Yapısında kimyasal değişim olmadan şekil değiştirebilen polimerlerdir. Doğrusal veya dallanmış zincirler içerirler. Isı ile birlikte yapısında zayıf Van der Waals bağları içeren zincirler birbirleri üzerinde kayarak polimerin yumuşamasına sebep olur. Soğuyunca tekrar sertleşir. Örnek olarak polivinil klorür (PVC), akrilik rezinler verilebilir(John M. Powers 2015; Kutz 2002).

2.1.3. Polimerizasyon Çeşitleri

2.1.3.1. Katılma (İlave, Zincir) Polimerizasyonu

Çift bağ içeren ve çok sayıda doymamış monomerin reaksiyona girerek daha büyük bir makromolekölü meydana getirmesi olayına denir. İki monomer arasındaki çift bağın açılması ile bir monomer aktif hale gelir. Aktifleşen bu monomer diğer monomere aktivitesini aktarır ve yeni bir aktif monomer oluşmasını sağlar. Polimerizasyon çift bağların bu şekilde açılarak zincir halde devam etmesi ile sonuçlanır(Anusavice KJ, Shen C 2012; Van Noort and Barbour 2013). Polimerizasyon sonucunda herhangi bir yan ürün oluşmaz ve yüksek ısı açığa çıkması ile sonuçlanır. Dış hekimliğinde kullanılan polimerlerin büyük bir çoğunluğu bu tip polimerizasyon ile oluşan polimerlerdir ve başlatıcı olarak sıklıkla benzoil peroksit tercih edilir(Anusavice KJ, Shen C 2012; J.F. McCabe 1999; Zaimoglu et al. 1993).

İlave tip polimerizasyon 4 basamakta meydana gelir:

1-) Aktivasyon (indüksiyon):

Reaksiyon, başlatıcı bir ajanın serbest radikaller oluşturmaları ile başlar. X ışınları, ısı, ışık veya kimyasal maddeler gibi dış etkiler ile başlatıcı ajan aktive olabilir. Başlatıcı reaktif ajan ortamda serbest radikal veya bir iyon şeklinde bulunabilir. Dış hekimliği alanındaki en yaygın başlatıcı ajan benzoil peroksittir ve ısı ile aktive olur. Örneğin reaksiyon, PMMA'da benzoil peroksit in ısı ile aktive olmasıyla, soğuk akrilikte ise mufla aşamasında oluşan ısının dimetil-para toluidin veya dihidroksietil-para-toluidin gibi kimyasal ajanları aktive etmesi ile başlar. Başlatıcı ajanlar sıklıkla aralarında güçsüz bir bağ bulunan ve aktive olunca serbest radikaller ortaya çıkaran iki aktif ajanın birleşmesi sonucunda oluşurlar. Oluşan molekülün yeni bir monomere bağlanması ile bu aşama sona erer(Anusavice 1999; Çalikkocaoğlu 2000; J.F. McCabe 1999).

2-) Büyüme (çoğalma):

İndüksiyon aşamasında oluşan molekülün yeni bir monomere bağlanması ile polimer zincirleri oluşur(J.F. McCabe 1999). Polimer zinciri hızlı bir şekilde uzunlamasına büyür(O'Brien 2002). Polimerizasyon teorikte bütün monomerler reaksiyona girip tükeninceye kadar devam eder ama pratikte bu hiçbir zaman gerçekleşemez(Phillips 1991).

3-) Zincir transferi:

Bu safhada serbest radikaller diğer monomerler ile veya yeni bir polimer zinciri ile reaksiyona girerek yeni reaksiyonlar başlatır. Hızlı reaksiyonlar sonucunda monomerlerden polimer oluşur.

4-) Bitiş(sonlanma):

Aktif zincirlerin direkt olarak birbirlerine bağlanması veya bir zincirden diğerine hidrojen atomu transferi sonucunda polimer zincirlerinin aktivasyonunu yitirmesi ile polimerizasyonun sonlandığı aşamadır. Bu aşamada serbest radikaller kaybolur(Çalikkocaoğlu 2000; J.F. McCabe 1999).

Polimerizasyonun sonlarına doğru molekül büyüklüğü artar, oluşan polimerin ağırlığı gittikçe artar, bazı zincirler birbirlerine dolaşmaya başlar ve viskozite gitgide artar. Polimer daha rijit ve katı bir hal alır. Bu durum reaksiyonun artık doyum noktasına geldiğini gösterir. Doyuma ulaşan polimerizasyonda monomerler artık polimer zincirlerine katılamazlar. Bunun nedeni ortamda aktif monomerlerin gittikçe azalması veya artan yoğunluk nedeniyle monomerlerin polimer zincirlerinin aktif noktalarına ulaşmasındaki zorluktur. Bunun sonucunda polimer etrafında polimerizasyona katılamayan çok az monomerler hep kalacaktır. Bu monomerlere ‘ artık monomer ‘ denilmektedir(J.F. McCabe 1999).

Oksijen, hidrokinon, ojenol gibi bazı kimyasal maddeler reaksiyonda inhibitör özelliği gösterirler. Bu maddelerin etki mekanizması, serbest radikaller ile reaksiyona girerek radikallerin polimere katılmasını engellemektir. Oksijensiz ortamda polimerizasyonun daha hızlı gerçekleştiği gösterilmiştir. Bu maddeler monomerlerin erken reaksiyona girmesini önleyerek monomer likitinin saklama süresini uzatır. Ortamın sıcaklık derecesi, ışık, oksijen miktarı gibi çevresel faktörler polimerizasyonu

etkileyebilmektedir(Anusavice KJ, Shen C 2012; Çalikkocaoğlu 2000; O'Brien 2002; Zaimoglu et al. 1993).

2.1.3.2. Kondenzasyon (Basamaklı, Yoğunlaşma) Polimerizasyonu

İki ya da daha fazla monomerin birbiri ardına kimyasal reaksiyona girmesi ile polimer oluşturur(P. K. Vallittu 1998). İki monomerin bir araya gelmesiyle dimer, bunlara üçüncü monomerin birleşmesi ile trimer, dördüncü monomer ilavesi ile tetramer oluşur. Reaksiyon bu şekilde polimerin büyümesiyle devam eder. Polimerin yeterli büyüklüğe ulaşp, ortamda monomer sayısının da azalması sebebiyle polimerizasyon yavaş bir şekilde durur. Oluşan polimerin yanında alkol, su, amonyak gibi yan ürünler de oluşur(Anusavice 1999; Çalikkocaoğlu 2000; Zaimoglu et al. 1993).

Örnek olarak diş hekimliğinde sık kullanılan C tipi silikon, dimetil siloksan, polisülfid gibi ölçü maddelerinin polimerizasyonu bu yöntemle gerçekleştirilir(AK 2002).

2.2. Protez Kaide Materyalleri ve Polimerleri

Protez kaidesi, hareketli protezlerde dokuların üzerine oturduğu ve yapay dişlerin üzerine bağlandığı, genellikle de pembe renkli olan bölümdür. Protez kaideleri genellikle sert kaide materyalleri kullanılarak yapılırken, tutuculuk, kullanım kolaylığı gibi nedenlerle yumuşak astar malzemelerinden de yapılabilmektedir. Protetik tedavide metal kaideler yapılabildiği gibi daha çok da polimerler kullanılmaktadır(Anusavice 1999; John F. McCabe and Angus Walls 2008; Van Noort and Barbour 2013).

Protetik uygulamalarda kaide materyali olarak en yaygın olarak kullanılan polimer; metakrilik asitin metil esteri olan metil metakrilatın polimerizasyonu ile elde edilen PMMA polimeridir(Çalikkocaoğlu 2000; Zaimoglu et al. 1993). Gelişen teknoloji ve son dönemde yapılan çalışmalar ile birlikte diş hekimliğinde yeni polimerler üretilmektedir. Bunların bir örneği poli-eter-eter-eton (PEEK); yüksek performanslı polimerlerden poli-aril-eter-eton ailesine ait keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış aromatik yapıda yarı kristalin bir polimerdir(Özden and Demir 2020). Cam fiber takviyeli polimer olan Trinia yine bu polimerlere örnek olarak verilebilir(Lesniak 2018).

2.2.1. İdeal Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri

İdeal bir kaide materyalinde fiziksel, mekanik ve biyolojik birçok özellik bulunmalıdır.

İdeal bir kaide materyali, intra oral yumuşak dokuları estetik ve doğal olacak şekilde taklit edebilmelidir. Kullanımına bağlı olarak şekli ve boyutu değişmemeli, boyutsal olarak stabil kalmalıdır. Kaide materyalinde devam etmekte olan polimerizasyon, ortaya çıkan iç gerilimler ve materyalin su emmesi gibi nedenlerden dolayı boyutsal stabilizasyon bozulabilmektedir.

Kaide materyali, ağız içi sıcaklık değişimlerinden etkilenmemeli, bozulma ve yumuşamaya uğramamalıdır. Materyalin bunu sağlaması için yüksek cam geçiş sıcaklığına sahip olması gerekir. Ağız içi sıcaklığın yiyecekler ile beraber 70 °C'lere kadar çıkabileceği göz önüne alınmalıdır.

Protez kaide materyalinde olması gereken bir diğer özellik ise hafifliğidir. Düşük özgül ağırlıkta olan kaide malzemesi tercih edilerek protez mümkün olduğunca hafifletilmelidir. Bu sayede üst çene protezlerinde yer çekimine bağlı yerinden çıkarıcı kuvvetler azaltılmış olur.

İdeal kaide materyali yüksek termal iletkenlik katsayısına sahip olmalıdır. Böylelikle ısıyı iyi iletecek, hasta çok sıcak ve çok soğuk uyarılara karşı ağız içi mukozasını koruyabilecektir.

Günümüzde birçok klinisyen kaide materyallerinin rijit olması gerektiğini önermektedir. Bunun için materyalin yüksek elastik modülüne sahip olması gerekmektedir. Böylece okluzal kuvvetler sonucunda oluşacak gerilim cinsi kuvvetlere karşı dayanımı yüksek olacaktır.

Kaide materyalinde kırılmaların olmaması için ideal fleksiyon direncine sahip olmaları gerekmektedir. Özellikle üst çene protezlerinde kırıklar, orta hatta fleksiyon sonucunda oluşur.

Kaide materyalleri, protez temizleme solüsyonları gibi aşındırıcılara karşı yeterli mekanik dirence sahip olmalıdır. Yüzey pürüzlülüğü oldukça düşük olmalıdır. İdeal oransal limite sahip olmalı, kuvvetler karşısında kalıcı deformasyona uğramamalıdır.

İdeal protez kaide materyalinin biyolojik özelliklerine bakıldığında öncelikle yapımı sırasında herhangi bir zarara yol açmamalıdır. Hastada kullanıma bağlı toksik etkiler göstermemeli, mukozaları irrite etmemelidir. Alerjen etki yaratmamalı, mantar ve bakteri tutulumuna sebebiyet vermemelidir. Ağız sıvılarına karşı emilimi minimal olmalı, kanserojen etki göstermemelidir.

Bunların dışında kaide materyalinde olması gereken diğer özellikler ise, uzun bir raf ömrü olmalı, maliyeti düşük olmalı, yapımı basit olmalı ve tamir gerektiren durumlarda kolay tamir edilebilmelidir(U. Ali, Karim, and Buang 2015; Débora Barros Barbosa et al. 2007; Braun et al. 2003; Çalikkocaoğlu 2000; Kawaguchi et al. 2020; J.F. McCabe 1999; Tuna et al. 2008; Y. J. Wang, Chu, and Lin 2022; Zafar 2020).

2.2.2. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

Geçmişten günümüze kadar diş hekimliğinde protez kaide materyallerinde farklı sınıflamalar yapılmıştır.

Polimer gösterdikleri yapısal farklılıklara göre, ısı ve basınç ile şekil alabilme ve şekil aldıktan sonraki özelliklerine göre, polimerizasyon yöntemine göre olmak üzere farklı sınıflandırmalar yapılmıştır(Çalikkocaoğlu 2000).

Termal Davranışlarına Göre

1. Termoset
2. Termoplastik(Phillips 1991)

Yapısal Özelliklerine Göre

- 1.Vinil rezinler
2. Akrilik rezinler
3. Epoksi rezinler
4. Polistren
5. Multifonkiyonel akrilik rezinler(Phillips 1991).

ISO (International Standards Organization) 1567' ye Göre

Tip 1: Isı ile polimerize olan polimerler

-Toz ve sıvı olarak ayrı şekilde

-Plastik pat şeklinde

Tip 2: Otopolimerizan polimerler

-Toz ve sıvı olarak ayrı şekilde

-Toz ve sıvı akışkan rezinler şeklinde

Tip 3: Termoplastik toz içeren polimerler

Tip 4: Işık ile polimerize olan polimerler

Tip 5: Mikrodalga ile polimerize olan polimerler(No Titleas n.d.).

Polimerizasyon Tipine Göre

1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler

a. Konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilik rezinler

- Doldurucusuz akrilik rezinler

- Güçlendirilmiş akrilik rezinler

b. Yüksek çarpma dayanıklılığına sahip akrilik rezinler

2. Kendi kendine polimerize olan akrilik rezinler (Otopolimerizan rezinler)

3. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak polimerize olan akrilik rezinler

4. Görünür ışıqla polimerize olan akrilik rezinler(O'Brien 2002).

2.2.3. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Resinler

Günümüz protetik diş hekimliğinde en çok kullanılan polimerizasyon yöntemidir(Ulusoy M 2003). Kaide yapımında ise en çok akrilik resin kullanılır. Akrilik resinler toz ve likit olarak iki farklı halde bulunur. Toz, polimerdir ve yaklaşık 100 mikron büyüklüğünde küçük tanecikler içeren polimerdir. Likit ise monomer içerikli metilmetakrilattır. Tozun içeriğinde ayrıca başlatıcı olarak benzoil peroksit, opaklaştırıcılar, plastisize ajanlar, pigment içeren ajanlar bulunur. Likit ise şeffaf olup

renksizdir. Kaynama noktası 100.3 °C olan akıcı bir sıvıdır. Likit toz ile karıştırıldığında serbest radikaller oluşturur ve polimerizasyon başlar. Bu reaksiyon sonucunda polimetilmetakrilat oluşur(Anusavice KJ, Shen C 2012; John F. McCabe and Angus Walls 2008).

Isı ile polimerize olan kaide materyali üretilirken toz ile likit karıştırılarak hamur kıvamına getirilir. Bu aşamada kullanılacak toz ve likit oranı oldukça önem taşır. Toz-likit oranı çalışma kolaylığı, polimerizasyon miktarı veya reaksiyon sonucu oluşacak boyutsal değişiklikleri etkilemektedir. Rezin hamurunda sırayla ıslak kum, liflenme, hamur ve lastik aşamaları görülür. Toz ile likit karıştırılmaya başladıktan hemen sonra kumlu bir görünüm oluşur. Bir süre sonra daha yapışkan bir görünüm kazanır. Polimerizasyonun devamında hamur kıvamına gelir ki bu aşamanın sonlarında muflalama için en ideal zamandır. Üreticilerin amacı hamur kıvamına gelinceye kadar olan süreyi kısaltmak, hamur kıvamından mufla aşamasına kadar olan süreyi ise uzatmaktır(Anusavice KJ, Shen C 2012; John F. McCabe and Angus Walls 2008).

Isı ile polimerize olan kaide materyalleri su banyosu veya mikrodalga yöntemi kullanılarak polimerize edilebilir. Bu olay ekzotermik reaksiyondur. Reaksiyonda çift bağlı karbonlar kırılarak tek bağa dönüşürler ve bu aşamada oluşan enerji ortama ısı olarak yayılır. Ortamın sıcaklığı artar(J. 2003).

2.2.3.1. Konvansiyonel Basınçla Kalıplama Yöntemi

En sık kullanılan yöntemdir. Mufla içerisinde oluşturulan negatif protez boşluğuna, hazırlanan akrilik hamurunun preslenip basınç uygulanarak, sıcak su sayesinde oluşturulan ısı ile polimerize edilmesi yöntemidir. (Anusavice KJ, Shen C 2012; John F. McCabe and Angus Walls 2008).

2.2.3.2. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi

Bu yöntemde, özel bir muflada hazırlanan negatif protez boşluğuna hazırlanan akrilik hamurunun 6 atm sabit bir hava basıncı altında enjekte edilip ısı ile polimerizasyonun sağlanması amaçlanır.

Bu tekniğin konvansiyonel basınçla kalıplama yöntemine göre bir takım avantajları vardır. Bunlar; polimerizasyon büzülmesinin daha az olması, artık

monomer miktarının azalması, daha iyi boyutsal stabilite oluşturması ve provaya gerek duyulmaması olarak sıralanabilir. Özel ekipman gerektirmesi ve maliyetinin yüksek olması ise dezavantajlarındandır(O'Brien 2002; Ulusoy M 2003).

2.2.4. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler

2.2.4.1. Konvansiyonel Otopolimerizan Akrilik Rezinler

Protez kaide materyalinin polimerizasyonu ısı ve mikrodalga enerjisi dışında kimyasal yol ile de olabilmektedir. Kimyasal reaksiyonda ısı, ışık, mikrodalga gibi termal enerjilere gerek duyulmaz(Zafar 2020). Reaksiyon kimyasal başlatıcılar (Di Metil Para Toluidin) ile başlatılır(Anusavice KJ, Shen C 2012; Krishna Alla et al. 2015). Kimyasal olarak polimerize olan akrilikler soğuk akrilik veya kendi kendine polimerize olan (otopolimerizan) akrilikler olarak adlandırılır(Anusavice KJ, Shen C 2012; Zafar 2020).

Kimyasal yol ile polimerize olan kaide materyallerinde ısı ile polimerize olan kaide materyallerine kıyasla artık monomer daha fazla kalmaktadır. Bu oluşan artık monomerler plastikleştirici etki göstererek kaide materyalinin dayanıklılığının azalmasına ve daha esnek olmasına sebep olur. Renk stabiliteleri yine ısı ile polimerize olanlara göre, yapısında tersiyer amin bulunmasından dolayı daha kötüdür (Anusavice KJ, Shen C 2012; Krishna Alla et al. 2015; RG 1997).

Konvansiyonel yöntemde üreticinin talimatları doğrultusunda toz ve likit karıştırılıp akrilik hamuru hazırlanır. Kimyasal olarak polimerize olan akriliğın ısı ile polimerize olanlara göre polimerizasyon süresi daha kısa olduğundan çalışma süresine dikkat edilmelidir. (Anusavice KJ, Shen C 2012; Krishna Alla et al. 2015).

2.2.4.2. Sıvı (akışkan) Akrilik Rezinler

Akışkan akrilik rezinler dökülebilir kıvamda, viskozitesi düşük ve kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerdir. Polimer içerisinde yüksek ağırlıklı moleküller içerdiğinden dolayı viskozitesi düşüktür(Ulusoy M 2003).

Akışkan rezin tekniğinin konvansiyonel tekniğe göre avantajları arasında doku uyumunun daha iyi olması, malzeme sarfının daha az olması ve muflalama işleminin daha kolay olması sayılabilir. Dezavantajları ise; işlem sırasında hava kabarcıklarının oluşması, muflalama işleminde dişlerin hareket etmesi, akrilik rezin dişlerin kaideye

bağlantısının zayıf olması ve işlemlerin daha fazla hassasiyet gerektirmesidir(Anusavice KJ, Shen C 2012).

2.2.5. Görünür Işık ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Işıkla polimerize olan akrilik rezinler, üretan dimetakrilat, mikrosilika ve yüksek molekül ağırlıklı monomerlerden oluşmuş matrislere sahip kompozitler olarak tanımlanırlar. İçerisindeki kamforokinon başlatıcı olarak görev alırken, görünür ışık ise aktivatör olarak görev alır. Polimerizasyon, muflalama işlemi yerine halojen ışık cihazı ile üretilen 400-500 nm dalga boyu aralığındaki ışık ile özel polimerizasyon ünitesinde yapılır. Bu ünitenin amacı ışığın akrilik materyalinin tüm yüzeyini eşit şekilde etkilemesini sağlamaktır(Anusavice KJ, Shen C 2012; Sakaguchi and Powers 2012).

Işıkla polimerize olan akrilik rezinler, ısı ile polimerize olan akrilik rezinler ile kıyaslandığında birçok açıdan benzer özellik sergilerler. Fakat elastik modülü kayda değer şekilde daha düşüktür. Bu sebeple çiğneme kuvvetleri karşında ısı ile polimerize olan akrilik rezinlere göre daha fazla elastik deformasyona uğrarlar. Işıkla polimerize olan akrilik rezinlerin bir diğer avantajı ise artık metilmetakrilat monomeri içermemesidir. Bu sayede metakrilat alerjisi olan hastalarda tercih edilebilir. Işıkla sertleşen akrilik rezinlerin yapısında yüksek molekül ağırlığına sahip oligomerlerin bulunması nedeniyle polimerizasyon büzülmesi çok daha düşük olmaktadır(O'Brien 2002).

Işıkla polimerize olan akrilik rezin ilk olarak 1984 yılında Dentsply firması tarafından “ Triad protez sistemi” ticari ismi ile üretilmiştir. Kaide materyali, kaşık yapımı, splint üretimi ve astar işlemlerinde kullanılmıştır. Daha sonraları yine aynı firma tarafından Eclipse (Dentsply Trubyte, New York) ticari isminde yine ışıkla polimerize olan akrilik rezin materyali üretmiştir. Bu materyalin kısa sürede polimerize olması, diğer kaide materyallerine kolay bağlanabilmesi, ağız içerisinde polimerize olabilmesi, tamir edilebilme özelliği olması ve mekanik özelliklerinin iyi olması avantajları arasındadır(Artopoulos et al. 2013).

2.2.6. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

İlk defa 1968 yılında Nishii ve Hashimoto tarafından mikrodalga enerjisi diş hekimliğinde kullanılmış ve özel olarak üretilen bir akrilik reçinenin polimerizasyonu gerçekleştirilmiştir(Nishii 1968).

Mikrodalga enerjisi, başlatıcı ajan olan benzoil peroksiti aktive ederek monomerlerin polimer oluşturmalarını sağlar. Mikrodalga fırınında elektromanyetik alan oluşturularak monomerlerin hareketi sağlanır(Sanders, Levin, and Reitz 1991).

Üretilen mikrodalga enerjisinin etkisi ile metilmetakrilat molekülleri 2450 MHz frekans ile çok yüksek hızlarda dönme ve titreşim hareketi yaparlar. Bu hareketler sonucunda sürtünme oluşur ve bunun sonucunda ısı açığa çıkar. Çıkan bu ısı ise akrilik rezinin polimerizasyonunu sağlar. Reaksiyonun çok hızlı gerçekleşmesi sonucunda zamandan tasarruf sağlanır. Kaide uyumunun daha iyi olması, daha az artık monomer oluşturmaları, daha iyi bir renk stabilizasyonu sağlaması, polimerizasyon büzülmesinin az olması avantajları arasında sayılabilir. Maliyetinin fazla olması, özel ekipman ihtiyacı gerektirmesi ve çok hızlı bir şekilde ısı artışından kaynaklı porözite miktarının çok olması ise dezavantajlarındandır(Ateş J 1999).

2.3. Geleneksel Yöntemler ile Protez Kaide Üretimi

Kısmi veya tam dişsiz hastalarda kaybedilmiş fonksiyon, fonasyon ve estetiğin geri kazanımı için halen daha tam ve hareketli protezler en sık tedavi seçeneklerindendir. Günümüzde geleneksel yöntemler ile protez üretimi sıklıkla devam etmektedir(Al-Dwairi et al. 2019). Bu geleneksel yöntemler zaman içerisinde gelişmeler göstermiş ve günümüz modern diş hekimliğinin bir parçası olmaya devam etmektedir(Srinivasan et al. 2019).

Konvansiyonel yöntemler ile protez üretimi, yapım aşamalarının fazla olmasından dolayı seansların artması, kaidede oluşan polimerizasyon büzülmeleri ve bundan dolayı oluşan uyum sorunları, artık monomer miktarının çok olması ve kaideyi mekanik olarak zayıflatması gibi olumsuzlar yaratmaktadır(Debora Barros Barbosa et al. 2008; Bidra, Taylor, and Agar 2013).

2.4. CAD/CAM Yöntemleri ile Protez Kaide Üretimi

Teknoloji ve bilim dünyasında yaşanan gelişmeler diş hekimliğine de yansımış ve yüksek teknoloji içeren sistemler ve malzemeler kullanılmaya başlanmıştır. Bu kullanılan ileri teknolojilerden biri de CAD/CAM sistemleridir(Rawlings, Wu, and Boccaccini 2006).

CAD (Computer Aided Design); bilgisayar destekli tasarım anlamına gelmektedir. Üretimi istenen materyalin bilgisayar ortamında tasarlanıp geliştirilmesine olanak sağlayıp, sanal bir ortamda üç boyutlu olarak çiziminin yapılmasıdır(Jedynakiewicz and Martin 2001).

CAM (Computer Aided Manufacturing); bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir. Bilgileri alınıp tasarlanarak elde edilmek istenen materyalin bilgisayar destekli üretiminin gerçekleştirilmesidir(Jedynakiewicz and Martin 2001).

CAD/CAM sistemleri bilgilerin taranması, bilgilerin tasarlanması ve üretim aşaması olmak üzere 3 temel aşamayı içermektedir(Miyazaki et al. 2009). Bilgisayar destekli üretim aşaması eksiltilmeli ve eklemeli üretim olarak iki şekilde yapılabilmektedir. Günümüz diş hekimliğinde en sık eksiltilmeli yöntem ile üretim kullanılmaktadır. Eksiltilmeli üretim tekniği tasarlanıp elde edilmek istenen materyalin, daha büyük bir materyalden frezelenip şekil verilerek çıkarılması işlemidir. Eklemeli üretim yöntemi ise 3 boyutlu yazıcılar ile elde edilmek istenen materyalin kat kat eklenerek üretilmesidir(Strub, Rekow, and Witkowski 2006).

CAD/CAM ile üretilen protezlerin, konvansiyonel yöntemle üretilen protezlere göre bazı avantajları vardır. Eksiltilmeli yöntem ile üretilen prepolimerize polimerlerin konvansiyonel kaide materyallerine göre boyutsal stabilizasyonları daha iyidir ve daha uyumludurlar. Daha üstün fiziksel özellikleri sayesinde ince üretilmesi gereken bölgelerde daha ince üretilmesine olanak sağlarlar. CAD/CAM ile üretilen kaide materyallerinin daha az artık monomer oluşturduğu tespit edilmiştir. Yüzeylerinin geleneksel kaide materyallerine göre daha az pürüzlü olduğu, renk stabilizasyonlarının daha iyi olduğu, daha yüksek elastisite modülüne sahip olduğu, mekanik özelliklerinin ve kırılma direncinin çok daha iyi olduğu kanıtlanmıştır. Seans sayılarını azaltması ve daha az aşamalı üretime olanak sağlaması açısından hasta ve hekim için zaman tasarrufu sağlarlar. Hastaların kullanmış oldukları eski protezlerinin dikey boyutunu

ve diş dizimlerini birebir yeni protezlerine aktarılmasına imkan tanırırlar. Alınan tüm verilerin dijital ortama kaydedilip saklanması sağlarırlar. Tüm bu üretim modeli teknisyenler için de zaman tasarrufu ve daha az iş yükü sağlamış olur(Baba 2016; Baba et al. 2021).

CAD/CAM sistemleri ile üretilen protezlerin geleneksel yöntemle üretilen protezlere göre dezavantajları arasında; hekim ve teknisyen için gerekli olan öğrenme süreçleri, kullanılan materyallerin ve cihazların pahalı olması, kaide ve dişler arasındaki bağlanmanın elle yapılma gerektirmesi, eksiltilmeli üretim yönteminde artık maddenin fazla olabilmesi ve literatürde bu sistem ile ilgili yeterli araştırma ve bilgilerin olmaması sayılabilir(Baba 2016; Baba et al. 2021).

2.4.1. Eksiltilmeli (Ekstraktif) Üretim Yöntemi

Eksiltilmeli üretim yöntemi, üretimi istenen protez ile ilgili verilerin elde edilip tasarımı yapıldıktan sonra, sinterlenmiş hacimsel bir malzemenin, 3, 4, 5 eksenli özel frezeleme sistemi olan frezeleme cihazında, sulu veya kuru şekilde frezelenmesi işlemidir. Eksiltilmeli yöntem ile protez kaide materyalleri, yüksek sıcaklık ve yüksek basınç ile polimerize olmuş bloklardan veya disklerden freze edilerek üretilir. Daha sonra kaide üzerine önceden hazır olan prefabrik kronlar bağlanır veya kaide ile birlikte bir bütün halinde frezelenebilirler(Abdou, Lyons, and Bennamoun 2014; Batisse and Nicolas 2021; J. Schweiger et al. 2018). Bu üretim yöntemi hasta başında veya laboratuvar ortamında yapılabilir. Kazınabilir materyaller mum, polimetilmetakrilat (PMMA), kompozit rezinler, yüksek performanslı polimerler, metaller ve seramiklerdir. Seramikler arasında cam seramikler, rezin bazlı seramikler, seramik partiküller ile güçlendirilmiş polimerler ve polikristalin seramikler sayılabilir(Doymuş 2021).

Eksiltilmeli üretim metodunda; frezlerin şekli, boyutu ve kalınlığı ile ilgili sınırlamalar, frezlerin tekrarlı kullanımına bağlı aşınmalar neticesinde işlevini yitirmesi, karmaşık şekillerdeki materyallerin üretilmesindeki güçlükler ve frezeleme sonucunda artan fazla miktardaki malzeme bu metodun olumsuz özellikleri arasında sayılabilir(Kattadiyil et al. 2015; Khaledi et al. 2020; O. Steinmassl et al. 2018).

2.4.2. Eklemeli Üretim Yöntemi (3D Baskı Yöntemi)

Eklemeli üretim yöntemi, üretilmek istenen materyalin verileri alınıp, tasarımı yapıldıktan sonra, katman katman eklenerek istenilen şekilde ve hacimde 3D baskı cihazında üretilmesi işlemidir(Technologies ACfOA 2015). Bu teknoloji diş hekimliğinde hızlı bir şekilde gelişmektedir. 3D baskı yönteminde kullanılan stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), likit kristal ekran (LCD) üretim teknolojileri diş hekimliğinde en çok tercih edilen tekniklerdir(Yao et al. 2021).

Verilerin toplanması için kontakt veya non-kontakt tarama cihazları kullanılabilir. Verilerin işlenmesi bilgisayar destekli tasarım programları ile yapılarak STL dosya formatına dönüştürülür(Revilla-León and Özcan 2019). Dijital ortamda CAD tasarımı yapıldıktan sonra elde edilen görüntü kesitlere bölünür. Z eksenindeki kesitte her bir mm yaklaşık 5 ile 20 arasında katman içerir. Sıvı fotopolimer polimerize edilerek istenilen şekil ve boyuttaki obje üretilmiş olur(Yao et al. 2021). Üretimi yapılan objenin polimerizasyonunun tamamlanması, desteklerin çıkartılması ve temizlenmesi için her 3D yazıcıların post kürleme aşaması vardır(Revilla-León and Özcan 2019). 3B baskı üretim yöntemi ile kaide materyalleri, protezler, modeller, cerrahi şablonlar ve ortodontik apareyler üretilmektedir(Yao et al. 2021).

2.4.2.1. Eklemeli Üretim Yönteminin Avantajları

Bazı 3 boyutlu yazıcılar aynı anda birden fazla malzemeyi basabilmektedir. Bu şuan için sınırlı kalmaktadır. Fakat gelişen teknoloji ile birlikte kompleks protez vakalarında veya birden fazla bileşen içeren protezlerde; protezlerin, tek bir cihazda tek seferde üretilmesi potansiyeli vardır(Vaezi et al. 2013).

3D yazıcılarla ile üretimde, üretilecek materyale herhangi bir kuvvet uygulanmaz. Pasif bir üretim tekniğidir. Özellikle eksiltilmeli yöntemde kazıma ünitesindeki frezeleme sistemlerinin aşınması, ısı üretmesi ve materyalde oluşabilecek yüzey hasarı gibi olumsuzluklar eklemeli üretim sisteminde giderilmiş olur(Abdou, Lyons, and Bennamoun 2014).

3 boyutlu yazıcılar minimal madde israfı avantajı sağlar. Eksiltilmeli yöntemde materyal artıkları oluşmakta ve bu artıklar tekrar kullanılamamaktadır. Buna karşın eklemeli yöntemde istenilen kadar malzeme kullanılır ve üretim sonrası polimerize

olmamış reçineler tekrar kullanılarak bir sonraki üretime kazandırılabilir(Berman 2012).

2.4.2.2. Eklemeli Üretim Yönteminin Dezavantajları

Eklemeli üretim tekniğinde üretilen ürün katman katman basılarak üretilir. Bu katmanlar mümkün olduğunca minimum çözünürlüğe ayarlanarak üretim yapılmalıdır. Bu yapılmadıkça katman kalınlıkları üretilen ürün üzerinde merdiven etkisine yol açar. Minimum çözünürlük bu etkiyi ortadan kaldırır fakat üretim hızını da oldukça yavaşlamasına sebep olur(Masood, Rattanawong, and Iovenitti 2003).

Eklemeli üretim homojen bir yapıda üretim sağlayamamaktadır. Üretilen gözenekli yapı nedeniyle büzölmeye sebep olan son işlemler gerektirir. Özellikle zirkonya, alümina gibi seramik yapıların üretiminde sorunlara neden olmaktadır(Denry and Kelly 2014).

Eklemeli üretimde destek yapılara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu desteklerin uygulanması ve işlem bitiminde çıkarılması ekstra işlem basamakları oluşturmaktadır(Liu, Leu, and Schmitt 2006).

3D yazıcılar ile üretimdeki doğruluk ve üretim hızı gün geçtikçe artmaktadır. Fakat halen daha çoğu 3D yazıcılar bu standartta olmadığından diş hekimliğindeki bazı işlemlerde istenilen doğrulukta üretim yapılamayabilmektedir.

Eklemeli yöntem ile üretilen kaide materyallerinde oluşacak besleme veya kaidenin yenilenme ihtiyacında bu yöntem eksik kalmaktadır.

3D ile üretim tekniği her geçen gün gelişmektedir. Fakat günümüzdeki 3D yazıcılar diş hekimliğinde eksiltilmeli yöntem kadar kullanılamamaktadır(Miyazaki et al. 2009).

VAT Polimerizasyonu

Vat polimerizasyonu, sıvı haldeki fotopolimer reçinesinin ışık enerjisi ile kürlenerek polimerize edilmesi işlemidir(Piedra-Cascón et al. 2021). Sıvı halde bulunan reçineyi polimerize edebilmek için belirli bir dalga boyunda üretilen ışık gerekir. Vat polimerizasyonun çalışma prensibi, fotopolimer reçinenin bir tank veya vat içerisine yerleştirilmesi ve z eksenini boyunca yavaş yavaş yükselen platform

üzerindeki reçinenin katman katman polimerize edilmesine dayanır(Bagheri and Jin 2019).

Vat polimerizasyonu ile çalışabilen 3D yazıcılar, kullanılan farklı ışık kaynağına göre SLA (sterolitografi), DLP (dijital ışık işleme), LCD (likit kristal ekran), CLIP (sıvı arayüz) gibi farklı teknolojilere göre kategorize edilebilir.(Josef Schweiger, Edelhoff, and Güth 2021).

2.4.2.3. Sterolitografi (SLA)

Sterolitografi teknolojisi, sıvı bir fotopolimer reçinesi üzerinde hareket ederek belirli bir dalga boyunda ultraviyole lazer ışık üreten sistem ile reçinenin polimerize edilmesidir. Polimerizasyon için ultraviyole lazer ışığı kullanılır ve bu ultraviyole lazer ışığını yansıtmak için ise galvanometreler kullanılır(Piedra-Cascón et al. 2021). İlk aşama üretilecek ürünü sabit tutmak ve sarkabilecek yapılara destek olması için bir platform yapılır. Bu platform Z eksenini boyunca katman katman alçalarak her katmanda kütleme yapılır(Stansbury and Idacavage 2016). Üretilen materyal üzerinde polimerize olmamış reçine artıkları izopropil alkol gibi çözücüler ile çözülür. Materyal tam polimerizasyon için ultraviyole ışık üreten üniteye yerleştirilir(Abdou, Lyons, and Bennamoun 2014).

2.4.2.4. Dijital Işık İşleme (DLP)

DLP sisteminde dijital mikro ayna cihazı ve ultraviyole ışık kullanılarak materyalin enine ince reçine katmanları oluşturulur. Işık kaynağı dijital ışıktır. DLP 3D baskı sisteminde daha küçük boyutta ve daha karmaşık yapılar üretilmektedir(Quan et al. 2020; Stansbury and Idacavage 2016).

2.4.2.5. Likit Kristal Ekran (LCD)

LCD 3D baskı yönteminde likit kristal ekran kullanılır. Sıvı bir kristal elektrik alanına maruz bırakıldığında moleküler yapısı değişmekte ve ışık geçirmemektedir. Likit kristal ekran teknoloji sayesinde yüksek çözünürlükle ve yüksek doğrulukla ürünler elde edilebilir(Wu et al. 2018).

LCD sistemi ile çalışan 3D yazıcıların ışık yoğunluğu çok azdır. Çünkü gelen ışığın %10'luk kısmı ekrandan geçebilirken kalan kısmı LCD ekran tarafından

soğurulur. LCD 3D yazıcıların ömürleri oldukça kısadır. Bu yüzden sık sık LCD'nin değiştirilmesi gerekir(Quan et al. 2020).

2.4.2.6. 3D Yazıcılar ile Baskı Sonrası İşlemler ve Post-Kürleme

3D yazıcılar ile üretim yapıldıktan sonra elde edilen materyalin destek yapılarının çıkarılması, yıkanması ve tam polimerizasyonun gerçekleşmesi için post-kürleme işlemlerinin yapılması gereklidir. 3D baskıda kullanılan ışığa duyarlı reçineler işlem tam polimerizasyona uğrayamazlar. Bu sebeple ekstra bir polimerizasyona ihtiyaç duyarlar. Bu sayede materyalin mekanik özellikleri gelişir ve polimer içinde kalan monomer miktarı azaltılarak materyalin biyoyumluluğu artırılmış olur. Ayrıca post- kürleme yapılırken ortaya çıkan sıcaklık artışı ile radikallerin polimer içerisine doğru difüze olması da sağlanır. 3 boyutlu yazıcı ile üretilen materyale yıkama işlemi yapılması gerekir. Bu işlem ile materyal üzerinde kalan artık reçineler sabunlu su veya izopropil alkol gibi çözücüler kullanılarak uzaklaştırılır. Böylece üretilen materyal üzerindeki artık monomerler uzaklaştırmış olur(Hardiman 2019; Kim et al. 2020; Zguris 2016).

2.4.2.7. Işık ile Polimerize Olan Reçineler

3D yazıcılar kullanılan ve ışıkla polimerize olan reçineler epoksi bazlı, vinil-eter bazlı ve akrilat bazlı reçinelerdir. Akrilat bazlı reçineler 3D sisteminde en çok kullanılan reçinelerdir(Crivello and Reichmanis 2014). Bu reçinelere uygun bir dalga boyunda ışık enerjisi uygulandığında polimerize olarak sertleşip katılaşırlar. Işık ile sertleşen reçineler içerisinde ışığa duyarlı polimerizasyonu başlatıcı ajan bulunur. Bu ajan ışık enerjisini absorbe ederek serbest radikalleri ortaya çıkarır. Uygun dalga boyunda ultraviyole veya görünür ışık uygulandığında başlatıcı ajan ayrışarak monomer veya oligomerler ile reaksiyona girer ve polimerizasyonu başlatırlar(Fouassier and Lalevée 2012).

Işıkla polimerizasyon çeşitleri; serbest radikal polimerizasyonu, anyonik polimerizasyon, katyonik polimerizasyon, kondenzasyon polimerizasyonu, ilave tip polimerizasyon olmak üzere beşe ayrılır. 3D yazıcılarda en sık kullanılan akrilat bazlı reçinelerin polimerizasyonu serbest radikal polimerizasyonudur. Serbest radikal polimerizasyonda ilk olarak, soğurulan ışık sonucunda başlatıcı ajan aktive olur. Serbest radikaller ve bir takım iyonlar salınır. Salınan bu iyonlar ve aktif serbest

radikaller monomerler ile kimyasal reaksiyona girerek polimerizasyon başlama fazını oluşturur. Başlatma fazından itibaren oluşan moleküller hızla diğer monomerler ile bağ kurarak uzun polimer zincirleri oluşturur. Bu faz ise zincir ilerleme fazı olarak adlandırılır. Zincir inhibisyon fazında ise polimerizasyon süreci sona erer(Schneider, Cavalcante, and Silikas 2010).

Reçinelerin yapısı; organik bir matris ve bu organik matrisin içerisinde çeşitli bağlayıcı maddeler sayesinde bulunan inorganik bileşenlerden oluşurlar. Renk pigmentleri, sabitleyiciler ve aktivasyon ajanları da reçinelerin içerisinde bulunurlar. Kompozit reçineler organik matris, inorganik matris ve ara faz olmak üzere üç fazdan oluşurlar(Schneider, Cavalcante, and Silikas 2010).

Diş hekimliğinde metakrilatların üretilmesi ve polimerize edilmesiyle önemli aşama kaydedilmiştir. Fakat metakrilat içerikli materyallerin polimerizasyon büzülmesinin yüksek ve mekanik özelliklerinin yetersiz olması sebebiyle, Bis-fenol A ve glisidil metakrilattan oluşan Bis-GMA (Bisfenol-glisidil-metakrilat) monomeri üretilmiştir. BiS-GMA metakrilatlara göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi sergilerler. Ayrıca daha iyi mekanik özellikler ve daha yüksek polimerizasyon derecesine sahiptirler(Roberson, Heymann, and Swift 2014).

BiS-GMA' nın viskozitesini ayarlamak ve klinik kullanımlarını yaygınlaştırmak için Bis-fenol A dimetakrilat, etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), metil metakrilat (MMA) ve üreten dimetakrilat (UDMA) gibi monomerler ile viskozitesi ayarlanabilmektedir.

UDMA renk değişimine dirençli olduğundan BiS-GMA ya alternatif olarak kompozitlerde yer alır. UDMA monomeri hidroksil grubu içermediğinden dolayı su emme özelliği çok düşüktür. Her iki molekülün de yoğunluğu yüksek olduğundan TEGDMA ve EGDMA vizkoziteyi düşürmek amacıyla kompozitlere eklenirler(Hervás-García et al. 2006).

Kompozitlerde bulunan BiS-GMA ve UDMA, ışıkla polimerize olan reçinelerin çoğunun matriksini oluşturmaktadır. Fakat kompozitlerde olduğu gibi bu moleküllerin yüksek vizkozitesi ve yüksek molekül ağırlıklarından dolayı reçinelerin içine etoksile bis-fenol A (Bis-EMA) monomeri ile viskozite azaltıcı ve dilüe edici

etkisi olan TEGDMA 3D yazıcı reçinelerin içerisinde katılmaktadır(Söderholm and Mariotti 1999).

2.5. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Protez Kaide Materyalleri

2.5.1. Prepolimerize PMMA Bloklar

Bu bloklar, yüksek sıcaklık ve basınç altında üretilen, yüksek oranda çapraz bağlı polimetilmetakrilat (PMMA) ve düşük oranda pigmentlerden oluşan materyallerdir(Gad et al. 2019; Kawaguchi et al. 2014; Nguyen et al. 2012; P. A. Steinmassl et al. 2017).

Konvansiyonel yöntemler ile üretilen PMMA kaideler ile kıyaslandığında, bu bloklar ile üretilen kaideler daha iyi bir doku uyumuna ve daha iyi dayanım sahiptir. Bu kaide materyalleri CAD/CAM PMMA bloklardan frezeleme ile üretildiğinden polimerizasyon büzülmesine uğramazlar ve daha az rezidüel monomer içerirler.

CAD/CAM PMMA polimerleri ile üretilen kaide materyalleri, konvansiyonel yöntem ile üretilen PMMA kaide materyallerine göre daha hidrofobik olup su emme özellikleri daha düşüktür. Bu sebeple hastalar adına daha hijyenik bir protez üretilebilmektedir(Bidra et al. 2016; Bidra, Taylor, and Agar 2013; Goodacre et al. 2012; Kattadiyil et al. 2015; Saponaro et al. 2016).

2.5.2. PEEK (Poli-Eter-Eter-Keton)

PEEK (Poli-eter-eter-keon), PAEK (Poli-aril-eter-keon) ailesinin yüksek ısı polimeri olup, aril halkaları arasında keton ve eter fonksiyonel grupları içerir(Williams 2008). PEEK yarı kristalin yapısında aromatik bir bileşiktir. İki eter grubu ve bir karbonil grubu ile birbirine bağlanan üç aromatik halkanın tekrarlanmasıyla oluşur(Stawarczyk et al. 2014).

PEEK materyali sülfonasyon, aminasyon ve nitrasyon gibi kimyasal işlemler uygulanarak elde edilmektedir(Staniland et al. 1992).

PEEK materyalinin kimyasal çözücülere karşı oldukça dayanıklı yapısı vardır. Sülfirik asit haricinde hiçbir geleneksel çözücülerde çözünmemektedir. Sterilizasyon işlemleri sonrası ise yapısı değişmemektedir(Staniland et al. 1992).

PEEK materyali gama ve elektron radyasyonuna karşı oldukça dirençlidir. Ayrıca ısıya karşı direnci sayesinde insan vücudundaki ısı değişimlerinden etkilenmemektedir(Fan et al. 2004; Sasuga and Hagiwara 1987). PEEK materyali biyouyumlu olup, toksik ve alerjen etki göstermez. Yapılan klinik araştırmalara göre PEEK'e karşı gelişen inflamasyon oranının çok düşük olduğu gösterilmiştir(Nieminen et al. 2008). PEEK materyalinin elastik modülü yaklaşık 8.3 GPa olup, 17.7 GPa elastik modülüne sahip insan kortikal kemik dokusuna yakındır. Fakat 116 GPa olan titanyum (Ti) ve 210 GPa olan krom-kobalt (Cr-Co) alaşımına göre oldukça düşüktür(Ma and Tang 2014). PEEK'in yapısına çeşitli inorganik maddeler eklenerek fiziksel özellikleri geliştirilmiştir. Karbon fiber takviyesi ile elastik modülü 150 GPa'ya kadar çıkarılmıştır. Özellikle de karbon ve cam fiber takviye edilerek diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımlara alternatif fiziksel özellikler sergilemektedir.(Panayotov et al. 2016).

Günümüzde tıpta ve dental alanda kullanılan çoğu materyallerin kemiğe göre elastik modülünün daha yüksek olması ve metalik iyonlar yaymaları sonucu MR ve BT gibi görüntüleme cihazlarında artefaktlara yol açmaktadır. Fakat PEEK materyalinin bu materyallere kıyaslandığında daha az artefakta yol açtığı gözlenmiştir(Neumann, Villar, and França 2014).

Ağız içerisinde bulunan tükürük ve diyet sonucu oluşan kimyasallar ile çiğneme kuvveleri gibi etkiler dental materyalleri olumsuz etkilemekte ve kullanılan materyallerin bozulmasına sebep olabilmektedir. Birçok araştırma sonucuna göre PEEK materyalinin ağız içerisindeki kimyasallara ve kuvvetlere karşı stabil kalabildiği ortaya konmuştur(Gao et al. 2015).

Tıp alanında oldukça sık kullanılan ve titanyum ile karşılaştırılabilir özellikte olan PEEK ile ilgili dental alanda da çalışmalar yapılmaktadır. Alerjen etki göstermemesi ve dokularla biyolojik uyumlu olması diş hekimliğinde de kullanımını artırmıştır(B. 2015; Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z 2016).

2.5.2.1. PEEK Materyalinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

PEEK materyaline, son yıllarda çeşitli maddelerin ilavesi ile fiziksel özellikleri geliştirilmiş ve diş hekimliğinde kullanım alanı kazanmıştır(Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z 2016). PEEK'in estetik özellikleri, hafifliği ve gelişmiş fiziksel özellikleri

sayesinde protetik diş hekimliğinde tercih edilir bir materyal haline gelmiştir(Costa-Palau et al. 2014; Schmidlin et al. 2010).

Protetik diş hekimliğinde PEEK; implant ve abutment üretimi, iyileşme başlıkları, hareketli protezlerde kaide ve kroşe yapımı, sabit restorasyonlarda alt yapı, implant destekli barlı ve hibrit protezlerde alt yapı, geçici abutment üretilmesi gibi kullanım alanları vardır(Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z 2016; Zoidis et al. 2017).

PEEK'in Hareketli Protezlerde Kullanımı

PEEK materyali; estetik özellikleri, hasta ağızında metalik tat oluşturmaması, minimal artık monomer oluşturmaması, toksik ve alerjen olmaması, iyi polisajlanabilmesi, düşük plak afinitesi göstermesi ve yüksek aşınma direnci gibi özellikleri sayesinde hareketli protezlerde metal ve geleneksel akrilik kaidelerin yerine alternatif olarak kullanılabilir. Parsiyel protezlerdeki metal kroşeler ve tırnaklar, özellikle ön bölgelerde hastaları estetik olarak rahatsız etmektedir. PEEK'in estetik özellikleri sayesinde metal yerine parsiyel protezlerde kullanılması hastaları estetik açıdan tatmin etmektedir(Rea et al. 2017; Zoidis, Papathanasiou, and Polyzois 2016).



Şekil 1. PEEK'in hareketli protezlerde kullanımı

Protez kaide materyali olarak günümüzde en çok polimetilmetakrilat (PMMA) kullanılır. PMMA'nın kırılkan olması, artık monomer salınımının olması, alerjen olabilmesi gibi olumsuz özellikleri nedeniyle, PEEK'in kaide materyali olarak PMMA'ya alternatif olabileceği belirtilmiştir(Donovan and Cho 2003).

PEEK materyaline %20 oranında seramik lifler eklenerek BioHPP materyali üretilmiştir. BioHPP iyi mekanik özellikler, yüksek biyouyumluluk ve ısı direncine

sahip yüksek performanslı bir polimerdir. Ayrıca içeriğine eklenen seramik lifler sayesinde optik özellikleri ve cilalanabilirliği geliştirilmiştir(Siewert, B; Parra 2013).

BioHPP ile yapılan hareketli bölümlü protezler krom-kobalt (Cr-Co) alaşımlı protezlere göre daha hafif olduğu belirtilmiştir(Zoidis, Bakiri, and Polyzois 2017). Yapılan araştırmalara göre Bio-HPP ile krom-kobalttan yapılan hareketli protezler karşılaştırıldığında periodontal olarak ve hasta memnuniyeti açısından anlamları bir fark olmadığı ortaya konmuştur(Z. Ali et al. 2020). BioHPP ile PMMA'dan yapılan hareketli protezlerin sertlik ve kuvvet dayanımı gibi mekanik özelliklerin karşılaştığı çalışmada BioHPP'nin daha iyi sonuçlar verdiği belirtilmiştir(Shrivastava et al. 2021).

2.5.3. Fiber ile Güçlendirilmiş Güncel CAD/CAM Materyalleri

Günümüzde CAD/CAM sistemi ile kullanılabilen yeni materyal sayısı artmıştır. Bu materyallere estetik ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla çeşitli fiber takviyeleri yapılarak “fiber içerikli kompozit” olarak adlandırılan polimerler üretilmiştir. Bu kompozit polimerler 3D yazıcılar ile baskıya uygun reçineler şeklinde üretilbildiği gibi yüksek basınç ve yüksek ısı altında üretilen, CAD/CAM kazıma yöntemine uygun bloklar şeklinde de üretilabilmektedir. Bu bloklar sayesinde fiber takviyeli reçinelerden üretilen materyallerin; yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermesi, boşluklu yapıda üretim yapması, stres altında ve parafonksiyonda çabuk kırılmaları gibi dezavantajlarını ortadan kaldırmaktadır(Nguyen et al. 2012; da Rosa Rodolpho et al. 2006).

Dental uygulamalarda kullanılacak materyaller için birçok fiber takviye malzemesi bulunur. Karbon, poliamid, ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE) ve cam fiber bunlara örnek olarak verilebilir. Karbon fiber takviyeli kompozit olarak CarboCAD, seramik takviyeli kompozit Enamic ve BioHPP, cam fiber takviyeli kompozite örnek olarak Trinia verilebilir. Bu fiberler cam fiber ile kıyaslandığında cam fiberlere göre dezavantajları vardır. Karbon fiberler estetik değildir, poliamid fiberlerin işlenmesi ve cilalanması zordur, ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE) fiber zayıf matris bağlantısı gösterir. Cam fiberler ise silanizasyon yoluyla matrise iyi bağlanabilmesi nedeniyle, yüksek eğilme direncine sahiptir. Cam fiberler yarı şeffaf özellik gösterirler. Bu avantajlarından dolayı diş

hekimliğinde cam fiberler daha sık tercih edilir(Khan et al. 2015; P. Vallittu and Matinlinna 2017; Pekka K. Vallittu 2015).

2.5.3.1. Cam Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit (Trinia)

Trinia, cam fiber takviyeli yüksek performanslı kompozittir. Cam fiber ve reçine matriksinin katmanlar halinde birbirine bağlanması ile oluşur. İçeriğinde %60 oranında cam fiber bulunurken % 40 oranında epoksi reçine bulunur.

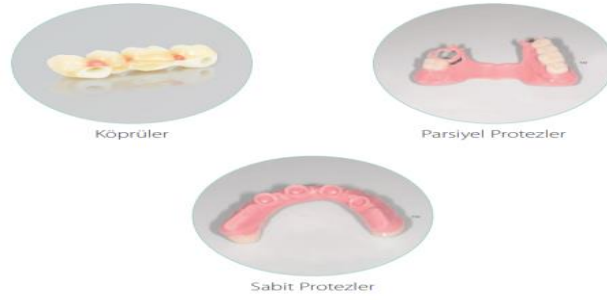
Trinia'nın hafif oluşuna karşılık yüksek performanslı bir polimer olması avantajıdır. 18.8 GPa olan elastisite modülünün dentine (12-14 GPa) yakın olması nedeniyle dişler üzerine yıkıcı kuvvet uygulamamaktadır. Yüksek eğilme (390 MPa) ve baskı (347 MPa) dayanımına sahiptir. Su emme özelliği oldukça düşüktür.

Tablo 1. Trinia'nın mekanik özellikleri

Eğme Dayanımı	393 MPa
Çekme Dayanımı	169 MPa
Baskı Dayanımı (Paralel)	347 MPa
Baskı Dayanımı (Dikey)	339 MPa
Charpy Darbe Dayanımı	26 KJ/m²
Rockwell Sertliği	125 HRR
Su Emme Oranı	%.03
Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımı	10 MPa
Yoğunluk	1,68 g/cm³

Uygun biyolojik özelliklere sahip olan Trinia, biyouyumlu bir materyaldir. Alerjen olmaması, sitotoksik ve mutajenik özellikler göstermemesi nedeniyle de PMMA ve metal içerikli restorasyonlara da alternatif olabilmektedir.

Trinia üretici firmanın verilerine göre, protetik diş tedavisinde sabit protetik restorasyonlarda altyapı, geçici kron ve köprüler, implant üstü barlı ve hibrit protezlerde altyapı, parsiyel protezlerde kaide materyali gibi kullanım alanları mevcuttur(Lesniak 2018; Rolf Ewers, Paolo Perpetuini, Vincent J. Morgan, Mauro Marincola and Seemann 2017).



Şekil 2. Trinia'nın protetik diş tedavisinde kullanım alanları

Martani ve Hadi'nin yapmış olduğu invitro çalışmada; zirkonya ve trinia kullanılarak yapılmış 3 üyeli sabit implant üstü restorasyonlar, çevre kemiğe ilettiği stres açısından kıyaslanmış, Trinia'dan yapılan restorasyonların zirkonya dan yapılan restorasyonlara göre çevre kemik dokusunda daha fazla strese maruz kaldığı açıklanmıştır(Nabeel Seryoka Martani 2023).

Chand ve arkadaşlarının yapmış olduğu başka bir in vitro çalışmada, metal, zirkonya, PEEK ve Trinia 'dan yapılan tam ağız implant üstü restorasyonlar, abutment ve abutment vidası üzerinde oluşturduğu stres açısından kıyaslanmış, PEEK ve Trinia'nın daha olumlu sonuçlar verdiği açıklanmıştır. Yine bu çalışmada güncel materyaller olan PEEK ve Trinia'nın diş hekimliğinde kullanımı için ümit vadeden materyaller olduğu söylenmiştir(Chand et al. 2020).

Cam fiberle güçlendirilmiş kompozit olan Trinia hakkında yapılan çalışmalar oldukça sınırlı olup, yapılan bu sınırlı çalışmalar Trinia'nın diş hekimliğinde kullanımı açısından ümit verici sonuçlar ortaya koymaktadır.

2.6. Protez Kaide Materyallerinin Yüzey Bitirme İşlemleri

Protetik tedavinin son aşamasında, yapılan protezlerin hastaya tesliminden önce protez yüzeylerinin düzgün ve mümkün olduğunca pürüzsüz olması gerekmektedir. Pürüzsüz hale getirilmiş cilalı yüzeyler, protezin ağız içerisinde adaptasyonu kolaylaştırmakta ve protez yüzeyinin temasta bulunduğu dokular üzerinde irrite edici etkisini de minimale indirmektedir. Bu yüzeyler, gıda artıklarının ve bakteri plaklarının protez yüzeyine yapışmasını engeller. Ayrıca protezin estetik görünmesini sağlarlar(Ulusoy, Ulusoy, and Aydın 1986).

2.6.1. Tesviye

Muflalama işleminden sonra, protez üzerinde kalmış alçı parçalarının temizlenmesi, protezin keskin ve çıkıntılı kısımlarının düzeltilmesi ve fazla akriliklerin bitirme frezleri ile alınması işlemidir. Bu işlemde diskler, canavar frezler, akrilik möl ve möletler, separeler, fissür ve rond frezler ve zımparalar kullanılabilir. Bunlar kaba grenli aşındırıcılardan ince grenli aşındırıcılara doğru sırayla kullanılmalıdır(Ulusoy, Ulusoy, and Aydın 1986).

2.6.2. Polisaj

Protez yapım aşamasının son işlemi polisaj, protezlerin parlak ve düzgün yüzeye sahip olması için, çok küçük partiküllü aşındırıcılar uygulanarak yapılan işlemdir(O'Brien 2002).

2.6.2.1. Mekanik Polisaj İşlemi

Mekanik polisaj, genellikle pomza, tebeşir tozu veya çeşitli polisaj patlarının, keçe veya pamuk fırça ile protez yüzeyine uygulanarak, yüzeyde kalan frez ve möl izlerinin giderilmesi işlemidir. En sık pomza-su karışımının keçe ile uygulanıp sonrasında alkol-alçı karışımının pamuk fırça ile uygulanması tercih edilir(Ulusoy M 2003; Ulusoy, Ulusoy, and Aydın 1986).

Pomza volkanik bir cam olup, yapı olarak silikaya çok benzer. Protezler üzerinde kalan izlerin yok edilmesinde kullanılan bir polisaj materyalidir(Ulusoy M 2003).

Mekanik polisaj için çuhalar kullanılabilir. Kalın grenliden ince grenliye doğru, içerisinde değişken boyutta elmas partikülleri bulunan solüsyon ile uygulanırlar(Braun et al. 2003).

Kalay oksit diş hekimliğinde uzun yıllar polisaj malzemesi olarak kullanılmış fakat zararlı biyolojik etkilerinden dolayı kullanılması terk edilmiştir. Bunun yerine polisaj pastaları geliştirilmiştir. Kimyasal adı silis hidrat olan Tripoli, yağ ve reçine ile pat haline getirilerek piyasaya sürülmüş polisaj patı olarak örnek verilebilir(Çalikkocaoğlu 2000).

Çinko oksit-su karışımı, alümina patları, farklı aşındırıcı boyutlarda silikon parlaticılar içeren polisaj pastaları da mekanik polisaj amacıyla kullanılan

malzemelerdir(Emmanouil, Kavouras, and Kehagias 2002; Kuhar and Funduk 2005; Orsi and Andrade 2004).

2.6.2.2. Kimyasal Polisaj İşlemi

Kimyasal polisaj ilk olarak 1969 yılında Gotusso tarafından ortaya çıkarılmıştır. Üretilen protezin 75 °C ısıtılmış monomer içeren sıvıya 10 sn boyunca daldırılması yüzeyel kimyasal polisaj olarak adlandırılmıştır(Braun et al. 2003).

Kaba bitirme işleminden sonra su ve ince süngertaşı veya silikon parlaticılar kullanılarak ön polisaj yapılır. Ön polisajdan sonra ise polisaj patları ve ince alüminyum oksit parçacıkları içeren sıvı kullanılarak ince bir polisaj işlemi yapılır(Kuhar and Funduk 2005).

Polisaj işleminde kullanılan disk ve şeritler, aşındırıcı partiküllerin yapıştırıcı bir madde ile daha esnek bir materyale yapıştırılması ile üretilirler(J. 2003). Aşındırıcı olarak genellikle alüminyum oksit kullanılır fakat silikon karbit, zımpara, kuartz veya lal taşı da aşındırıcı olarak kullanılabilir(Da Costa et al. 2010).

Hareketli protezlerin dokuya oturan iç kısımları mekanik polisaj yöntemi ile polisajlanamamaktadır. Fakat plak ve gıda artıklarının tutunamaması ve daha kolay temizlenebilmesi için iç yüzeylerinin de polisajlanması hasta memnuniyetini artırmaktadır(Gomes et al. 2004).

Kimyasal polisaj amacıyla, ısı uygulamadan, ışık ile polimerize olabilen güncel polisaj ajanları geliştirilmiştir. Glaze olarak adlandırılan bu polisaj likidi, protez yüzeyine uygulanıp ışık ile aktive edildikten sonra oldukça pürüzsüz bir yüzey oluşturmakta, plak ve gıda artıklarının tutunmasını önlemektedir. Böylece ağız hijyenine katkı sağlamaktadır(Sesma et al. 2005).

Kimyasal polisaj yönteminin mekanik polisaj yöntemine göre bazı avantajları söz konusudur. Mekanik polisaj yönteminde protezin ulaşılabilen bölgelerine kadar ulaşabilmesi, protezin iç yüzeylerinin de polisajlanabilmesi, daha az ekipman gerektirmesi, zaman tasarrufu sağlaması ve daha kolay uygulanabilir olması kimyasal polisajın avantajlarından(Aslan and Avcı 1990; Braun et al. 2003; Gomes et al. 2004).

2.6.2.3. Optiglaze Color

Optiglaze, kompozit ve akrilikten yapılmış indirekt restorasyonlar için tasarlanan ve ışıkla sertleşen yüzey kaplama ajanı olarak tanımlanmaktadır.

Prepolimerize CAD/CAM bloklarının, akrilik, kompozit ve PMMA gibi materyallerin renklendirilmesi veya cilalanması amacıyla kullanılan güncel bir polisaj likitidir. İçeriğindeki homojen olarak dağıtılmış nano doldurucu teknolojisi sayesinde, protez yüzeyini kaplayarak daha dayanıklı ve daha estetik protez üretimi yapılabilir. Yapılan çalışmalara göre, Optiglaze'in nano dolgu teknolojisi sayesinde restorasyonlara uzun süreli parlaklık, daha yüksek renk stabilitesi ve yüksek aşınma direnci sağladığı bildirilmiştir(Optiglaze color Safety Data Sheet, GC Corporation, Tokyo, Japan n.d.). İçeriğinde yüksek oranda metil metakrilat bulunurken, ek olarak titanyum dioksit, silika dioksit, diphenyl phosphine oksit bulunmaktadır. Şeffaf yapıda olduğundan protez ve restorasyonların rengini etkilememektedir(Optiglaze color Safety Data Sheet, GC Corporation, Tokyo, Japan n.d.).

2.7. Protez Temizleme Yöntemleri

2.7.1. Mekanik Temizleme Yöntemleri

Protezlerin temizlenmesinde kullanılan mekanik yöntemler arasında; fırçalama, ultrasonik cihazlar ve mikrodalga fırınları ile temizleme sayılabilir(Nikawa, Hamada, and Yamashiro 1999).

2.7.2. Kimyasal Temizleme Yöntemleri

Kimyasal temizleme yöntemlerinde kullanılan ajanlar, etki mekanizmasına göre; alkali peroksitler, alkali hipokloritler, seyreltik asitler, dezenfektanlar ve enzimler şeklinde sınıflandırılabilirler(Budtz-Jørgensen 1979).

2.7.2.1. Alkali Peroksitler

Toz veya efervesan tablet şeklinde üretilirler. İçeriğindeki sodyum perborat veya perkarbonat gibi oksijen açığa çıkarabilen alkali deterjan maddeler sayesinde protezlere etki etmektedirler. Peroksit temizleyiciler daha çok yeni oluşmuş plak veya lekeler etki etmekte ve düzenli kullanımla birlikte gıda artıklarını uzaklaştırmaktadır(Budtz-Jørgensen 1979).

2.7.2.2. Alkalen Hipokloritler

Sodyum hipoklorit içerikli temizleme solüsyonlarıdır. Bakterisid ve fungisid etki gösterirler. Plakları tamamen çözemedikleri fakat plak üzerindeki organik maddeleri çözerek plak oluşumunu azalttığı ortaya konmuştur. Protez kaidesinin beyazlamasına sebep oldukları için %1-2.5'lik derişimde kullanımı önerilmektedir(Budtz-Jørgensen 1979).

2.7.2.3. Seyreltik Asitler

Genel olarak %5'lik hipoklorik asit çözeltisi tercih edilir. Bunun dışında %15-20 oranında fosforik asit tek başına kullanılabildiği gibi, hipoklorik asit içerikli solüsyonlara ilave edilerek de kullanılabilir(Budtz-Jørgensen 1979).

2.7.2.4. Dezenfektanlar

%0,4-1'lik sodyum permanganat, %2'lik gluteraldehit, klorin dioksit ve %0,2'lik klorheksidin solüsyonu gibi çeşitli dezenfektanlar protez temizliğinde kullanılabilir(Shen, Javid, and Colaizzi F 1989).

2.7.2.5. Enzimler

Papain, muteaz, proteaz, amilaz gibi enzimler içeren solüsyonlar protez temizliğinde kullanılabilir. Enzim içerikli solüsyonlar, bakteri plağındaki glikoprotein, mukoprotein ve mukopolisakkaritleri parçalayarak etki gösterirler(Budtz-Jørgensen 1979).

2.8. Yüzey Pürüzlülüğü

İdeal hazırlanmış bir protezin en önemli özelliklerinden biri protez yüzeyinin iyi cilalanmış ve mümkün olduğunda pürüzsüz olmasıdır. Hastalarda ağız hijyeninin ve iyi bir estetiğin sağlanması için protez yüzeyinin pürüzsüz olması gereklidir. Çünkü pürüzlü yüzeyler mikroorganizma kolonizasyonlarının yapışmasına daha elverişlidir(Kuhar and Funduk 2005). Yüzey pürüzlülüğü bakteri plağı tutulumu, renklenme ve ağız hijyenini önemli ölçüde etkilediğinden protezin başarısını etkilemektedir(Gungor, Gundogdu, and Yesil Duymus 2014).

Protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü esas olarak, kullanılan materyalin özellikleri, cilalama yöntemi ve uygulayıcının el becerisi belirler. Yüzey pürüzlülüğünde materyalin porözitesi ve yüzeydeki düzensizlikleri ölçülür(Pero et al.

2008). Yapılan çalışmalar sonucunda yüzey pürüzlülüğü için eşik değeri olarak 0.2 μm Ra belirlenmiştir(Bollen, Lambrechts, and Quirynen 1997). Protez kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğünün bu değerin altında olması tavsiye edilmektedir(Bollen, Lambrechts, and Quirynen 1997). Dental materyallerde yüzey pürüzlülük ölçümü için profilometre, taramalı elektron mikroskopisi (SEM), taramalı uç mikroskopu (SPM) ve atomik kuvvet mikroskopu (AFM) gibi yöntemler kullanılabilir(Kakaboura et al. 2007).

2.8.1. Profilometre

Profilometre ile yapılan yüzey pürüzlülük değeri, yüzey düzensizliklerinin nicel olarak ölçülmesi ile elde edilir(Kakaboura et al. 2007). Profilometre ile yüzey pürüzlülük ölçümü, elmas bir ucun yüzeye temas ederek yapıldığı mekanik profilometre veya sensörün yüzeye temas etmeden yaptığı optik profilometre ile yapılabilmektedir(Zaimoglu et al. 1993).

Mekanik profilometre cihazının çalışma prensibi, 5 μm yarıçapındaki elmas kaplı ucun, sabit ve doğrusal aralıklarla materyalin yüzeyini taramasına dayanır. Profilometre ile ölçüm yapılan materyal yüzeyinin kalitesi hakkında sayısal değerler elde edilir. Ra değeri; ölçülen alandaki bütün düzensizliklerin toplamının aritmetik ortalamasını, Rmax değeri, belirli bir mesafedeki en yüksek nokta ile en düşük nokta arasındaki aralığı, Rz değeri, birbirini takip eden yükseklik ve derinliğin en fazla olduğu 5 değerinin ortalamasını ifade eder(İnan HY n.d.).

Optik profilometre, materyal yüzeyinin hem nitel hem de nicel olarak incelenmesine olanak sağlamaktadır. Cihaz, optik ışınlar sayesinde yüzeye temas etmeden tarama yaparak yüzeyin üç boyutlu topografyasını çıkarır(S. Joniot et al. 2006; Whitehead et al. 1995).

2.8.2. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM)

Taramalı elektron mikroskopları, yüksek voltaj ile hızlandırılan elektronların, materyal yüzeyini taraması prensibi ile çalışır. Tarama yapılabilmesi için öncelikle numune yüzeyinin altın veya paladyum gibi metaller ile ince tabaka halinde kaplanması gerekir. Hızlandırılmış elektronlar kaplanan metal yüzeyindeki atomlar ile etkileşime girerek ikincil elektronları oluştururlar. Bu elektronlar saçılıp sinyal güçlendirici ile bir araya getirilerek katot tüpüne yollanırlar. Algılayıcı bir sistemde

oluşan sinyaller dijital sinyallere çevrilerek bilgisayarda görüntüye dönüştürülür. Taramalı elektron mikroskobu ile elde edilen veriler sayısal olmadığından destekleyici bir yöntemdir(Kreplak et al. 2008; Yao N 2005).

2.9. Yüzey Sertliği

Sertlik, materyalin çökmeye karşı direnci olarak ifade edilebilir. Bir materyal elmas gibi sert bir materyale karşı ne kadar dirençliyse materyal o kadar sert kabul edilir(RG 1997).

Materyale ait dayanıklılık, çekilebilirlik, aşınmaya karşı direnç gibi özellikleri materyalin sertliğini etkilemektedir. Günümüzde diş hekimliğinde birçok yüzey sertlik testi bulunur. Bunların hemen hemen hepsi belirli bir kuvvet altında, bir ucun materyal yüzeyine etkisine karşı göstermiş olduğu direncin ölçülmesine dayanır. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller için en fazla Brinell, Rockwell, Knoop ve Vickers sertlik testleri kullanılır(Zaimoglu et al. 1993).

Sertlik testi sonucunda elde edilen veriler sonucunda materyalin bazı özellikleri hakkında bilgi edinilebilir. Protez kaide materyallerinde monomerlerin polimere dönüşme miktarı veya ışıkla polimerize olan rezinlerin polimerizasyon derecesi sertlik testinin sonuçlarına göre yorumlanabilir. Materyalin sertliği ne kadar yüksek değerde ise, materyalin polimerizasyon derecesi o kadar yüksektir denilebilir(L. Wang et al. 2003). Bununla birlikte materyalin aşınma ve çizilmeye karşı direnci de sertlik testinin sonucuna göre değerlendirilebilir. Yüksek bir yüzey sertlik değerine sahip bir materyalin aşınma ve çizilmeye karşı direnci daha yüksektir(Mandikos et al. 2001).

Kaide materyallerinde sıklıkla kullanılan akrilik rezinlerin sertliği; materyalin su emmesi ve tesviye-polisaj işlemleri sonucunda azalırken, yüksek molekül ağırlıklı rezinlerin kullanılması, çapraz bağların sayısının artması, yüksek polimerizasyon derecesine sahip olması gibi özellikler ile artmaktadır(Barsby 1992).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda ısı ile polimerize olan PMMA (GP), CAD/CAM kazıma ile üretilen PMMA (CP) , PEEK (P), Trinia (T) ve 3D yazıcı ile üretilen PMMA (3D) olmak üzere 5 farklı kaide materyali kullanıldı.

Her kaide materyallerine ait örnekler 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında disk şeklinde ve 80'er adet olmak üzere toplamda 400 adet örnek üretildi. Örnekler rastgele seçilerek, 40'ar adet olmak üzere mekanik ve kimyasal polisaj grubu olarak ayrıldı. Her bir polisaj grubundan 10'ar tanesi kontrol olmak üzere, diğer 30 adet örnek ise rastgele seçilerek 10'ar tane olmak üzere 3 farklı solüsyona (distile su, efervesan tablet, NaOCl) bırakıldı. Temizleme solüsyonu öncesi kontrol gruplarına ait örnekler ve solüsyonlarda bekletilme sonrasında örnekler yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirildi. Kullanılan kaide materyalleri ve temizleme solüsyonları Tablo 2'de yer almaktadır.

Tablo 2. Kullanılan kaide materyalleri ve solüsyonlar

MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA
Yamahachi	Yamahachi Dental MFG, Aichi-Pref, Japonya
Copra PEEK	Whitepeaks, Essen, Almanya
Trinia	Bicon, Boston, USA
MACK4D	Dentona, Almanya
Meliodent	Kulzer, Almanya
Distile su	C.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Türkiye
Corega tablet	GlaxoSmithkline (GSK) Waterford, İrlanda
NaOCl	Saver, Prime Dental Products Maharashtra, Hindistan
Yapay tükürük	Colin Kimya A.Ş., İstanbul, Türkiye

3.1. Konvansiyonel Yöntem ile Örneklerin Üretilip Hazırlanması

Konvansiyonel ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerin hazırlanması için öncelikle laboratuvar silikonundan (Durosil, München, Almanya) belirtilen ölçülerde disk şeklinde kalıplar oluşturuldu (Şekil 3). Kalıplar lak ile izole edilerek içerisindeki boşluklara mum eritilip damlatıldı. Üzerine cam basılarak düzleşmesi sağlandı.

Soğuduktan sonra mum örnekler kalıptan çıkarıldı ve geleneksel muflalama aşamasına geçildi (Şekil 4).



Şekil 3. Mum örneklerin hazırlanması için kullanılan silikon kalıp

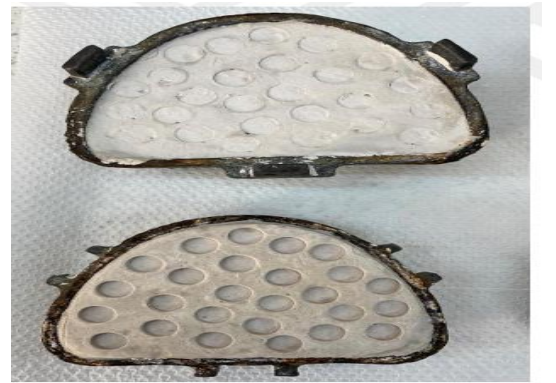


Şekil 4. Mum örnekler

Hazırlanan her bir mum örneğin muflaya alınması için 100 ml su/250 gr alçı tozu karıştırılarak alçı hazırlanıp uygun kıvamda muflanın alt parçasına döküldü. Dökülen alçı sertleşmeden mum örnekler alçı içerisine yerleştirilip alçının sertleşmesi beklendi (Şekil 6). Alçı sertleştikten sonra lak ile izolasyon sağlanıp muflanın üst parçası yerleştirildi. Üzerine alçı konularak muflaların kapakları kapatıldı. Muflalar 10 dk kaynar suda bekletildikten sonra muflaların alt ve üst parçası ayrılarak erimiş mumlar temizlendi ve muflalar içerisinde negatif boşluklar elde edildi (Şekil 5).



Şekil 6. Mum örneklerin muflaya alınması



Şekil 5. Muflada oluşturulan negatif boşluklar

Konvansiyonel teknik ile üretilecek örnekler “compression molding” tekniği kullanılarak üretildi. Konvansiyonel ısı ile polimerize olan polimetilmetakrilat

(PMMA) (Meliodent, Kulzer, Almanya), üreticinin tavsiye ettiği karıştırma oranında (35gr toz/ 14 ml likit) olacak şekilde, önce likit karıştırma kabına konulup üzerine toz eklenerek spatül ile homojen karıştırıldı. 10 dk boyunca üzeri kapalı bir kapta hamur kıvamına gelen PMMA mufladaki negatif boşluklara yerleştirildi. Muflaların kapakları kapatılarak yaklaşık 2 atm basınç altında 5 dk boyunca preste bekletildi. Muflalar brite alınıp kaynar suya konuldu ve ısı kaynağı kapatıldı. 15 dk sıcak suda bekleyen muflalar tekrar ısı kaynağı açılarak 20 dk boyunca kaynatılan suda bekletildi. Polimerizasyon sağlandıktan sonra muflalar suyun içerisinde yavaşça soğumaya bırakıldı. Soğuduktan sonra muflalar çıkarılıp örneklerin kaba tesviyesi yapıldı.

3.2. CAD/CAM Yöntemi ile Örneklerin Üretilip Hazırlanması

CAD/CAM yöntemi ile örneklerin üretilmesi için PEEK, PMMA ve Trina prepolimerize bloklar kullanıldı (Şekil 7, 8, 9).

10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında disk şeklindeki örneklerin CAD programında dijital olarak tasarımı yapıldı. Tasarım tamamlandıktan sonra tasarım dosyası CAM programına aktarıldı. Daha sonra her bir prepolimerize blok CAM cihazına konularak kazınması yapıldı (Şekil 10). Kazıma işlemi sonrası örnekler bloklardan çıkarıldı ve kenarlarındaki kalıntılar tungsten karbit frez ile alındı.



Şekil 8. Prepolimerize PMMA blok



Şekil 7. Prepolimerize PEEK blok



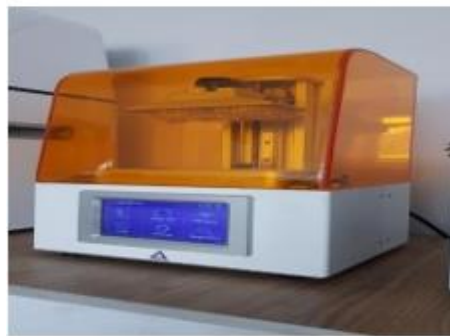
Şekil 10. Prepolimerize Trinia blok



Şekil 9. CAD/CAM cihazı

3.3. 3D Printer ile Üretilen Örneklerin Üretilip Hazırlanması

3 boyutlu yazıcı ile üretilecek 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında disk şeklinde PMMA örnekler, AutoCAD 2018 yazılım programı ile tasarlandı. Tasarım dosyası 3 boyutlu yazıcıya (Free Shape 120 Printer, Ackuretta, Çin) aktarıldı (Şekil 11). Örnekler, üretici firmanın talimatları doğrultusunda fotopolimerize MACK4D Denture Light Pink (Dentona, Almanya) reçine kullanılarak, dijital ışık işleme (DLP) teknolojisi ile 100 µm katman kalınlığında ve 0° baskı açısıyla üretildi. Üretilen örneklerin temizlenmesi için ultrasonik temizleme cihazı (Ackuretta Free Shape, Tayvan) kullanılarak, izopropil alkolde (%99) 5 dk bekletildi. Son olarak final kütleme cihazında (Ackuretta UV Oven, Tayvan) 2 dk boyunca ultraviyole ışık ile kütleme yapıldı.



Şekil 11. 3D yazıcı

3.4. Örnekler Polisaj İşlemlerinin Yapılması

Üretilen örneklerin boyutlarının doğruluğu dijital kumpas ile kontrol edildi. Tüm örneklerin yüzey standardının sağlanması amacıyla her iki yüzeylerine de

sırasıyla 400, 600, 1000 ve 1200 gridlik silikon karbid kağıtlar (English Abrasives, English Abrasives Ltd., England) kullanılarak tek bir uygulayıcı tarafından su altında zımpara yapıldı. Daha sonra her bir materyal grubuna ait örnekler kimyasal polisaj grubu ve mekanik polisaj grubu olmak üzere iki gruba ayrıldı.

Yüzey standardizasyonu sağlanan örneklerden mekanik polisaj grubundakilere siyah kıl fırça ile pomza-su karışımı uygulandı. Daha sonra 15000 rpm sabit hızda elektrikli mikromotor (Saeshin Strong, Kore) kullanılarak örneklerin her iki yüzeyi de geleneksel polisaj pastası (Universal Polishing Paste, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) ile 30 sn boyunca parlatıldı (Şekil 12).

Kimyasal polisaj grubundaki örnekler, ışıkla polimerize olan glaze likiti (GC Optiglaze Color Clear, GC, ABD) kendisine ait özel yumuşak fırçası ile tek bir yönde ince bir tabaka halinde sürüldü (Şekil 13). Polimerizasyonun her örnek için eşit derecede olmasını sağlamak amacıyla ışık cihazı sabitlendi ve glaze likiti uygulanan her bir örnek, üretici firmanın talimatları doğrultusunda 40 sn boyunca LED ışık cihazı (Guilin Woodpecker, Çin) ile eşit mesafeden polimerize edildi.



Şekil 13. Optiglaze



Şekil 12. Polisaj pastası

3.5. Örneklerin Temizleme Solüsyonlarında Bekletilmesi

Her bir kaide materyalinden kimyasal (40) ve mekanik (40) polisaj grubu olarak ikiye ayrılan örnekler 10'arlı 4 ayrı alt gruba ayrıldı. Bir grup örnekler hiçbir solüsyonda bekletilmeyip kontrol için ayrılırken diğer 3 alt grup 3 ayrı temizleme solüsyonuna bekletilmek üzere ayrıldı. Temizleme solüsyonu olarak distile su (D1), Corega efervesan tablet (D2) ve %1'lik sodyum hipoklorit (D3) kullanıldı.

Efervesan tablet grubundaki örnekler, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1 tablet/200 ml su oranını sağlayacak şekilde solüsyon hazırlandı ve her gün 3 dk boyunca örnekler bu solüsyonda bekletildi (Şekil 15).

%1'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) solüsyonunda bekletilecek örnekler için, dental kullanım için üretilen %5'lik sodyum hipoklorit %1'lik düzeye gelecek şekilde seyreltilti. Örnekler hazırlanan NaOCl solüsyonunda her gün 10 dk boyunca bekletildi.

Distile su grubunda bekleyecek örnekler için, distile su hazırlandı ve örnekler her gün 10 dk boyunca distile su içinde bekletildi.

3 ayrı solüsyonda bekletilen her bir örneğin tüm yüzeylerinin tamamen solüsyonda kalacak şekilde bekletilmesine özen gösterildi. Belirtilen süreler boyunca solüsyonlarda bekletilen örnekler süre sonunda akan su altında 10 sn boyunca yıkandı ve kağıt havlular ile kurulandıktan sonra ağız ortamını taklit edebilmek amacıyla yapay tükürük solüsyonunda (Colin Kimya Sanayi ve Ticaret A.Ş., İstanbul, Türkiye) bekletildi. Bu işlem toplamda 120 gün boyunca her gün tekrar edildi (Şekil 14).



Şekil 14. Yapay tükürük solüsyonu

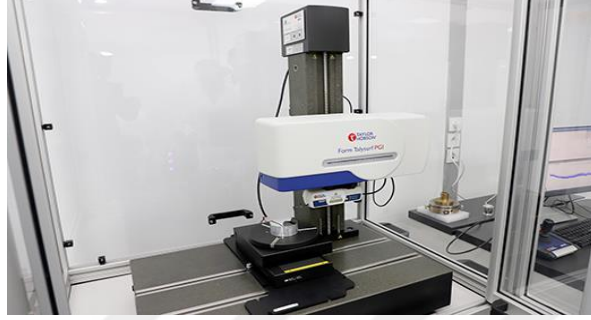


Şekil 15. Corega protez temizleme tableti

3.6. Örnekler Yüzey Pürüzlülük Testi Uygulanması

Her bir kaide materyaline ait örnekler mekanik ve kimyasal polisaj yapıldıktan sonra solüsyon öncesi gruplara ait örnekler pürüzlülük testi yapıp kaydedildi ve diğer 3 alt gruba ise solüsyonda bekletilme sonrasında yüzey pürüzlülük ölçümleri yapıldı. Yüzey pürüzlülük değerleri kontak profilometre cihazı (Taylor Hobson, Leicester, İngiltere) kullanılarak ölçüldü (Şekil 16).

Örnekler özel bir teflon düzeneğe yerleştirilip sıkıştırılarak sabitlendi. Örneklerin üç ayrı bölgesinden ölçüm yapıldı ve ortalaması alınarak örnekler ait yüzey pürüzlülük değeri (Ra) kaydedildi. Ölçüm yapılan cihaz her bir kaide grubuna ait örnekler ölçüldükten sonra kalibre edildi.



Şekil 16. Yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı

3.7. Örnekler Mikrosertlik Testi Uygulanması

Her bir kaide materyaline ait mekanik ve kimyasal polisaj yapıldıktan sonra solüsyon öncesi gruplara ait örnekler mikrosertlik testi yapıp kaydedildi ve diğer 3 alt gruba ise solüsyonda bekletilme sonrasında mikrosertlik ölçümleri yapıldı. Mikrosertlik ölçümleri için mikrosertlik ölçüm cihazı (Metkon, SC, USA) kullanıldı (Şekil 17).

Örneklerin üç farklı noktasından mikrosertlik ölçümleri 5 sn boyunca 300 gr yük altında yapılarak ölçüldü ve bu değerlerin ortalaması alınarak örnekler ait mikrosertlik değeri Vickers cinsinden kaydedildi.



Şekil 17. Mikro sertlik cihazı

3.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelenmesi

Her bir kaide materyaline ait mekanik ve kimyasal polisaj yapılmış örneklerden birer adet olmak üzere toplamda 10 adet örnek, solüsyonda bekletilme öncesinde SEM ile yüzey özellikleri incelendi. SEM analizleri Cumhuriyet Üniversitesi Teknoloji Araştırma Uygulama Merkezinde bulunan taramalı elektron mikroskobu (Tescan MIRA3 XMU, Brno-Kohoutovice, Çek Cumhuriyeti) ile yapıldı (Şekil 18).

SEM analizi yapılmadan önce örneklerin sabitlenmesi için kurutulup alüminyum blok üzerine yapıştırıcı ile yapıştırıldı. Örneklerin yüzeyi altın kaplama cihazı kullanılarak (Quorum Q 150R ES, Quorum Technologies Ltd. Doğu Sussex, İngiltere) 20 nm kalınlığında altın ile kaplandı. Sonrasında SEM ile yüzey özellikleri x1000 büyütmede incelenip kaydedildi.

Bu işlem her bir kaide materyaline ait üç farklı solüsyonda bekletilen mekanik ve kimyasal polisaj yapılan örneklerden birer örnek alınarak toplamda 30 adet örnek ile solüsyonda bekletilme işlemi sonrasında tekrarlanıp SEM ile yüzey özellikleri incelendi.



Şekil 18. SEM cihazı

3.9. İstatistiksel Yöntem

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (Ver:22.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde, parametrik test varsayımları yerine getirildiğinde (Shapiro- Wilk) bağımsız ikiden fazla gruptan elde edilen ölçümler karşılaştırıldığında varyans analizi sonucunda önemlilik kararı verildiğinde farklılık yapan grupları bulabilmek için Tukey testi, parametrik test varsayımları yerine getirilemediğinde bağımsız ikiden fazla grup karşılaştırılırken Kruskal Wallis testi analiz sonucunda farklılık yapan grupları bulabilmek için Mann Whitney U testi kullanıldı. Verilerimiz tablolarda aritmetik ortalama (Ort.), standart sapma (SS), medyan (Med.)olarak belirtilerek yanılma düzeyi $p=0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Pürüzlülük Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

4.1.1. Temizleme Solüsyonlarında Bekletilme Öncesinde Pürüzlülük

Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Her bir materyale ait solüsyonlarda bekletilme öncesi mekanik ve kimyasal polisaj yapılan gruplardan elde edilen pürüzlülük değerleri ve istatistiksel karşılaştırmaları Tablo 3'te yer almaktadır.

Tablo 3. Materyallere ait solüsyon öncesi pürüzlülük değerleri (μm)

Materyal	Mekanik Polisaj	Kimyasal Polisaj	p
	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	
GP	0,116 $\pm$ 0,037 0,110 $\pm$ 0,037	0,132 $\pm$ 0,023 0,133 $\pm$ 0,023	0,190
3D	0,134 $\pm$ 0,034 ^{a,b} 0,135 $\pm$ 0,034	0,131 $\pm$ 0,022 0,129 $\pm$ 0,022	0,436
P	0,075 $\pm$ 0,029 ^a 0,074 $\pm$ 0,029	0,125 $\pm$ 0,032 0,125 $\pm$ 0,032	0,001*
T	0,080 $\pm$ 0,029 ^b 0,078 $\pm$ 0,029	0,128 $\pm$ 0,030 0,130 $\pm$ 0,030	0,002*
CP	0,097 $\pm$ 0,030 0,098 $\pm$ 0,030	0,134 $\pm$ 0,029 0,138 $\pm$ 0,029	0,075
p	0,002*	0,806	

*Dikey yönde aynı küçük harf ile gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p < 0.05$).

Solüsyonda bekletilme öncesi mekanik polisaj ile kimyasal polisaj uygulanan gruplara ait pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında; P ve T materyallerinde mekanik polisaj grubuna ait değerler, kimyasal polisaj grubundan istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha düşük bulundu ($p < 0.05$).

3D materyalinde kimyasal polisaj grubuna ait ortalama pürüzlülük değeri mekanik polisaj grubundan daha düşük bulunurken, diğer tüm materyallerde kimyasal polisaj gruplarına ait ortalama pürüzlülük değerleri mekanik polisaj gruplarından daha yüksek bulundu.

Mekanik polisaj gruplarına ait ortalama pürüzlülük değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında, 3D ile P ve 3D ile T arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

bulundu ($p<0,05$). Mekanik polisaj grupları arasında en yüksek pürüzlülük değeri ($0,134\pm0,034$) 3D materyaline aitken, en düşük pürüzlülük değeri ($0,075\pm0,029$) ise P materyaline ait olduğu görüldü.

Kimyasal polisaj gruplarına ait ortalama pürüzlülük değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında, tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulundu ($p>0,05$).

4.1.2. Temizleme Solüsyonlarında Bekletilme Sonrasında Pürüzlülük

Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Mekanik polisaj uygulanan gruplarının solüsyonlarda bekletilme sonrasında elde edilen pürüzlülük değerleri ve istatistiksel karşılaştırmaları Tablo 4'te yer almaktadır.

Tablo 4. Materyallere ait mekanik polisaj uygulanan grupların solüsyonlarda bekletilme sonrasındaki pürüzlülük değerleri (μm)

	Solüsyon Öncesi	D1	D2	D3	
Materyal	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	p
GP	$0,116\pm0,037^{a,b}$ $0,110\pm0,037$	$0,122\pm0,025^{c,d}$ $0,123\pm0,025$	$0,165\pm0,026^{b,d}$ $0,165\pm0,026$	$0,175\pm0,025^{a,c}$ $0,177\pm0,025$	$0,001^*$
3D	$0,134\pm0,034^{a,b}$ $0,135\pm0,034$	$0,149\pm0,024^{c,d}$ $0,151\pm0,024$	$0,196\pm0,024^{b,d}$ $0,196\pm0,024$	$0,210\pm0,025^{a,c}$ $0,213\pm0,025$	$0,001^*$
P	$0,075\pm0,029^{a,b}$ $0,074\pm0,029$	$0,086\pm0,024^c$ $0,087\pm0,024$	$0,116\pm0,024^b$ $0,119\pm0,024$	$0,125\pm0,024^{a,c}$ $0,129\pm0,024$	$0,001^*$
T	$0,080\pm0,029^{a,b}$ $0,078\pm0,029$	$0,093\pm0,025^c$ $0,093\pm0,025$	$0,138\pm0,024^b$ $0,140\pm0,024$	$0,150\pm0,025^{a,c}$ $0,151\pm0,025$	$0,001^*$
CP	$0,097\pm0,030^{a,b}$ $0,098\pm0,030$	$0,109\pm0,024^{c,d}$ $0,110\pm0,024$	$0,149\pm0,024^{b,d}$ $0,151\pm0,024$	$0,155\pm0,025^{a,c}$ $0,153\pm0,025$	$0,001^*$

*Yatay yönde aynı küçük harf ile gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0,05$).

Solüsyonlara bırakılan her bir gruba ait mekanik polisaj uygulanan örnekler ile grupların solüsyon öncesi değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında, D1 solüsyonunda bekletilen gruplara ait ortalama pürüzlülük değerleri ile solüsyonda bekletilme öncesi bu gruplara ait değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunurken ($p>0,05$), D2 ve D3 solüsyonlarında bekletilen tüm gruplara ait ortalama pürüzlülük değerleri ile bu gruplara ait solüsyon öncesi pürüzlülük değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$).

Solüsyonlarda bekletilme sonrasında mekanik polisaj yapılan tüm materyaller için de en düşük pürüzlülük değerleri D1 solüsyonunda, en yüksek pürüzlülük değerleri ise D3 solüsyonunda görüldü.

Kimyasal polisaj uygulanan gruplara ait solüsyonlarda bekletilme sonrasında elde edilen pürüzlülük değerleri ve istatistiksel karşılaştırmaları Tablo 5'te yer almaktadır.

Tablo 5. Materyallere ait kimyasal polisaj uygulanan grupların solüsyonda bekletilme sonrasındaki pürüzlülük değerleri (μm)

	Solüsyon Öncesi	D1	D2	D3	
Materyal	Ort. $\pm$SS	Ort. $\pm$SS	Ort. $\pm$SS	Ort. $\pm$SS	
	Med. $\pm$SS	Med. $\pm$SS	Med. $\pm$SS	Med. $\pm$SS	p
GP	0,132 $\pm$ 0,023	0,142 $\pm$ 0,024	0,152 $\pm$ 0,030	0,160 $\pm$ 0,024	0,060
	0,133 $\pm$ 0,023	0,144 $\pm$ 0,024	0,153 $\pm$ 0,030	0,161 $\pm$ 0,024	
3D	0,131 $\pm$ 0,022 ^a	0,138 $\pm$ 0,024	0,153 $\pm$ 0,025	0,161 $\pm$ 0,024 ^a	0,037*
	0,129 $\pm$ 0,022	0,138 $\pm$ 0,024	0,155 $\pm$ 0,025	0,163 $\pm$ 0,024	
P	0,125 $\pm$ 0,032	0,139 $\pm$ 0,024	0,150 $\pm$ 0,024	0,158 $\pm$ 0,024	0,072
	0,125 $\pm$ 0,032	0,140 $\pm$ 0,024	0,149 $\pm$ 0,024	0,160 $\pm$ 0,024	
T	0,128 $\pm$ 0,030	0,139 $\pm$ 0,025	0,149 $\pm$ 0,024	0,160 $\pm$ 0,024	0,085
	0,130 $\pm$ 0,030	0,141 $\pm$ 0,025	0,150 $\pm$ 0,024	0,160 $\pm$ 0,024	
CP	0,134 $\pm$ 0,029	0,141 $\pm$ 0,024	0,154 $\pm$ 0,025	0,164 $\pm$ 0,027	0,101
	0,138 $\pm$ 0,029	0,143 $\pm$ 0,024	0,158 $\pm$ 0,025	0,163 $\pm$ 0,027	

*Yatay yönde aynı küçük harf ile gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0,05$).

Solüsyonlara bırakılan her bir materyale ait kimyasal polisaj uygulanan örnekler ile solüsyon öncesi değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında; D3 solüsyonunda bekletilen 3D grubu ile bu gruba ait solüsyon öncesi değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer materyallerde gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulundu ($p>0,05$).

Solüsyonlarda bekletilme sonrasında kimyasal polisaj uygulanan tüm materyaller için de en düşük pürüzlülük değerleri D1 solüsyonunda, en yüksek pürüzlülük değerleri ise D3 solüsyonunda görüldü.

4.2. Mikro Sertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

4.2.1. Temizleme Solüsyonlarında Bekletilme Öncesinde Mikro Sertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Her bir materyale ait solüsyonlarda bekletilme öncesi mekanik ve kimyasal polisaj yapılan gruplardan elde edilen ortalama Vickers mikro sertlik değerleri ve istatistiksel karşılaştırmaları Tablo 6’da yer almaktadır.

Tablo 6. Materyallere ait solüsyon öncesindeki mikro sertlik değerleri (VHN)

Materyal	Mekanik Polisaj	Kimyasal Polisaj	p
	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	
GP	26,608 $\pm$ 2,530 26,980 $\pm$ 2,530	45,053 $\pm$ 2,545 45,140 $\pm$ 2,545	0,001*
3D	22,136 $\pm$ 2,782 ^{a,b,c} 22,375 $\pm$ 2,782	45,733 $\pm$ 2,984 45,935 $\pm$ 2,984	0,001*
P	28,923 $\pm$ 2,532 ^a 29,440 $\pm$ 2,532	44,435 $\pm$ 2,972 43,645 $\pm$ 2,972	0,001*
T	29,679 $\pm$ 2,583 ^b 30,245 $\pm$ 2,583	44,477 $\pm$ 2,833 44,595 $\pm$ 2,833	0,001*
CP	27,734 $\pm$ 2,300 ^c 26,965 $\pm$ 2,300	45,913 $\pm$ 2,998 46,730 $\pm$ 2,998	0,001*
p	0,001*	0,608	

*Dikey yönde aynı küçük harf ile gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0,05$).

Solüsyonlarda bekletilme öncesi mekanik ve kimyasal polisaj yapılan grupların sertlik değerleri karşılaştırıldığında, tüm kimyasal polisaj gruplarına ait sertlik

değerleri, mekanik polisaj gruplarına ait sertlik değerlerinden istatistiksel açıdan anlamlı olacak şekilde yüksek bulundu ($p<0,05$).

Mekanik polisaj yapılan gruplara ait ortalama değerler ikili olarak karşılaştırıldığında 3D ile P, 3D ile T, 3D ile CP arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulundu ($p<0,05$). Mekanik polisaj gruplarında en yüksek mikro sertlik değeri ($29,679\pm2,583$) T grubunda görülürken, en düşük mikro sertlik değeri ($22,136\pm2,782$) 3D grubunda görüldü.

Kimyasal polisaj gruplarına ait değerler ikili olarak karşılaştırıldığında tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulundu ($p>0,05$).

4.2.2. Temizleme Solüsyonlarında Bekletilme Sonrasında Mikro Sertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Mekanik polisaj uygulanan gruplarının solüsyonlarda bekletilme sonrasında elde edilen mikro sertlik değerleri ve istatistiksel karşılaştırmaları Tablo 7’de yer almaktadır.

Tablo 7. Materyallere ait mekanik polisaj uygulanan gruplarının solüsyonlarda bekletilme sonrasında mikro sertlik değerleri (VHN)

	Solüsyon Öncesi	D1	D2	D3	
Materyal	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS Med. $\pm$ SS	p
GP	$26,608\pm2,530^{a,b}$ $26,980\pm2,530$	$25,427\pm2,386$ $26,635\pm2,386$	$23,011\pm2,323^b$ $22,585\pm2,323$	$21,883\pm2,738^a$ $22,310\pm2,738$	$0,003^*$
3D	$22,136\pm2,782^a$ $22,375\pm2,782$	$21,375\pm2,177^c$ $20,710\pm2,177$	$18,136\pm2,152$ $17,845\pm2,152$	$16,084\pm2,133^{a,c}$ $15,555\pm2,133$	$0,001^*$
P	$28,923\pm2,532$ $29,440\pm2,532$	$28,010\pm2,431$ $27,960\pm2,431$	$26,930\pm2,388$ $26,710\pm2,388$	$26,021\pm2,520$ $27,095\pm2,520$	$0,075$
T	$29,679\pm2,583^{a,b}$ $30,245\pm2,583$	$28,861\pm2,498^c$ $30,055\pm2,498$	$25,740\pm2,620^b$ $25,805\pm2,620$	$24,355\pm2,531^{a,c}$ $24,250\pm2,531$	$0,001^*$
CP	$27,734\pm2,300^a$ $26,965\pm2,300$	$27,022\pm2,497$ $27,310\pm2,497$	$24,884\pm2,460^c$ $26,010\pm2,460$	$23,656\pm2,377^{a,c}$ $23,100\pm2,377$	$0,007^*$

*Yatay yönde aynı küçük harf ile gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0,05$).

Solüsyonlara bırakılan her bir gruba ait mekanik polisaj uygulanan örneklerin değerleri ile solüsyon öncesi değerler ikili olarak karşılaştırıldığında, D1 solüsyonunda bekletilen gruplara ait değerler ile solüsyon öncesi sertlik değerleri arasındaki fark

istatistiksel olarak anlamsız bulunurken ($p>0,05$), D3 solüsyonunda bekletilen P hariç tüm materyallere ait değerler ile bu materyallere ait solüsyon öncesi değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$).

D2 solüsyonunda bekletilen GP ve T grupları ile bu gruplara ait solüsyon öncesi sertlik değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), D2 solüsyonunda bekletilen diğer materyaller ile bu materyallere ait solüsyon öncesi değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulundu ($p>0,05$).

Tüm gruplara ait solüsyonlarda bekletilme sonrası değerlere bakıldığında en yüksek değerler D1 solüsyonunda gözlenirken en düşük değerler ise D3 solüsyonunda görüldü.

Kimyasal polisaj uygulanan gruplara ait solüsyonlarda bekletilme sonrasında elde edilen mikrosertlik değerleri ve istatistiksel karşılaştırmaları Tablo 8’de yer almaktadır.

Tablo 8. Materyallere ait kimyasal polisaj uygulanan grupların solüsyonlarda bekletilme sonrasında mikro sertlik değerleri (VHN)

	Solüsyon Öncesi	D1	D2	D3	
Materyal	Ort. $\pm$SS Med. $\pm$SS	Ort. $\pm$SS Med. $\pm$SS	Ort. $\pm$SS Med. $\pm$SS	Ort. $\pm$SS Med. $\pm$SS	p
GP	45,053 $\pm$ 2,545	44,040 $\pm$ 2,147	43,470 $\pm$ 2,053	42,723 $\pm$ 2,185	0,003*
	45,140 $\pm$ 2,545	4,410 $\pm$ 2,147	44,100 $\pm$ 2,053	42,730 $\pm$ 2,185	
3D	45,733 $\pm$ 2,984 ^a	44,483 $\pm$ 1,935	43,177 $\pm$ 2,022	42,270 $\pm$ 2,050 ^a	<0,001*
	45,935 $\pm$ 2,984	45,230 $\pm$ 1,935	43,365 $\pm$ 2,022	41,295 $\pm$ 2,050	
P	44,435 $\pm$ 2,972	43,603 $\pm$ 2,097	42,884 $\pm$ 2,074	42,013 $\pm$ 2,044	0,075
	43,645 $\pm$ 2,972	44,105 $\pm$ 2,097	43,880 $\pm$ 2,074	41,785 $\pm$ 2,044	
T	44,477 $\pm$ 2,833	43,461 $\pm$ 2,234 ^c	42,619 $\pm$ 2,225	42,051 $\pm$ 2,100	0,001*
	44,595 $\pm$ 2,833	43,060 $\pm$ 2,234	42,310 $\pm$ 2,225	41,440 $\pm$ 2,100	
CP	45,913 $\pm$ 2,998	44,972 $\pm$ 2,228	44,134 $\pm$ 2,151	43,581 $\pm$ 2,071	0,007*
	46,730 $\pm$ 2,998	44,350 $\pm$ 2,228	44,995 $\pm$ 2,151	43,960 $\pm$ 2,071	

*Yatay yönde aynı küçük harf ile gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0,05$).

Solüsyonlara bırakılan her bir gruba ait kimyasal polisaj yapılmış örneklerin değerleri ile solüsyon öncesi değerler karşılaştırıldığında, D3 solüsyonunda bekletilen 3D grubu ile bu gruba ait solüsyon öncesi değer arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p < 0,05$), diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulundu ($p > 0,05$).

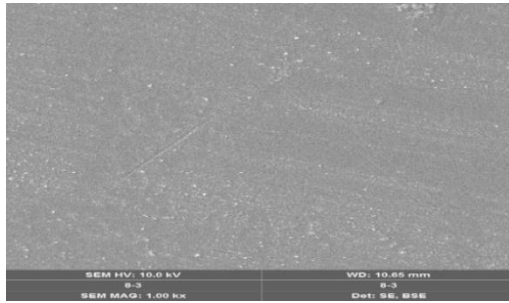
Solüsyonlarda bekletilme sonrasında kimyasal polisaj yapılan tüm gruplar için de en yüksek değerler D1 solüsyonunda, en düşük değerler ise D3 solüsyonunda görüldü.

4.3. SEM Görüntülerinin İncelenmesi

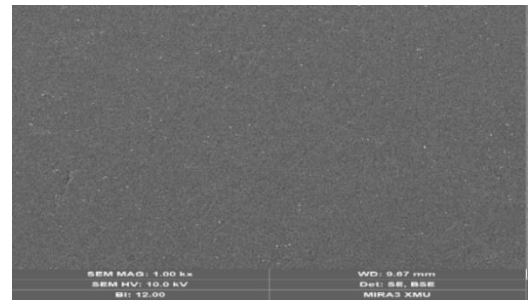
Materyallere uygulanan mekanik ve kimyasal polisaj işlemlerinin ve temizleme solüsyonlarının materyallerin yüzey morfolojilerine etkisini daha detaylı görmek amacıyla SEM görüntüleri değerlendirildi.

4.3.1. Örneklerin Solüsyonlarda Bekletilme Öncesi SEM Görüntülerinin İncelenmesi

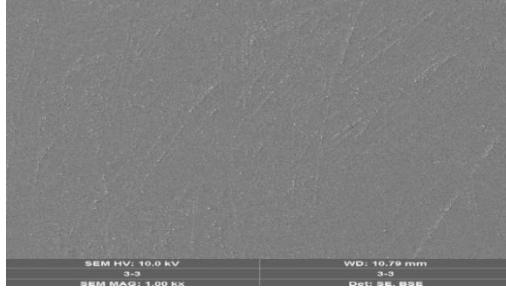
Mekanik ve kimyasal polisaj uygulanan örneklerin SEM görüntüleri arasında önemli farklılık görülmeydi. İncelenen materyallere ait örnek yüzeylerinin homojen olduğu gözlemlendi.



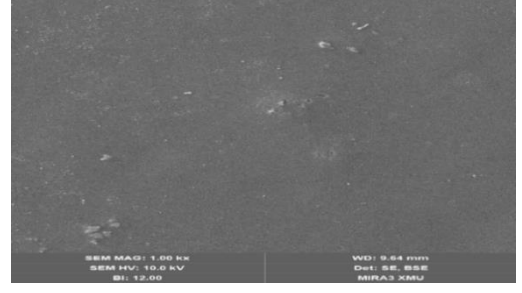
Şekil 20. Isı ile polimerize edilen mekanik polisaj uygulanan PMMA örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü



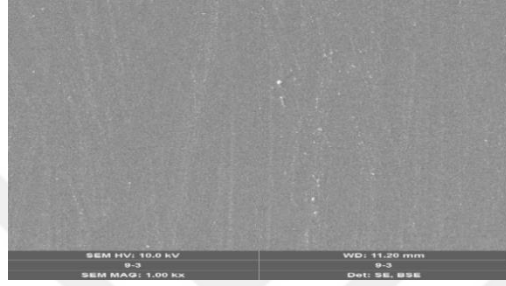
Şekil 19. Isı ile polimerize edilen kimyasal polisaj uygulanan PMMA örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü



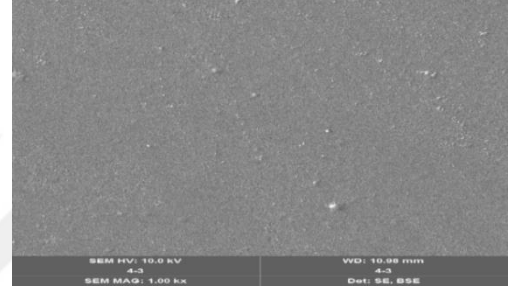
Şekil 21. 3D ile üretilen mekanik polisaj uygulanan PMMA örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü



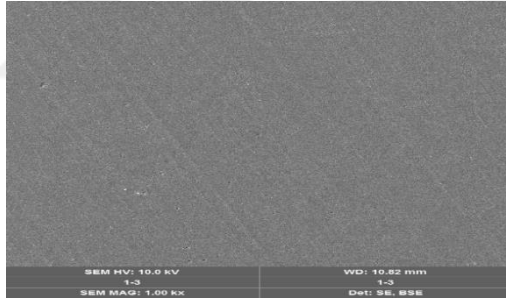
Şekil 22. 3D ile üretilen kimyasal polisaj uygulanan PMMA örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü



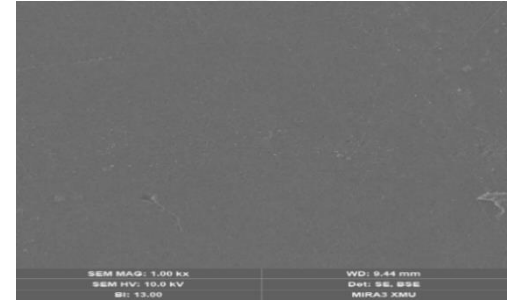
Şekil 24. Mekanik polisaj uygulanan PEEK örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü



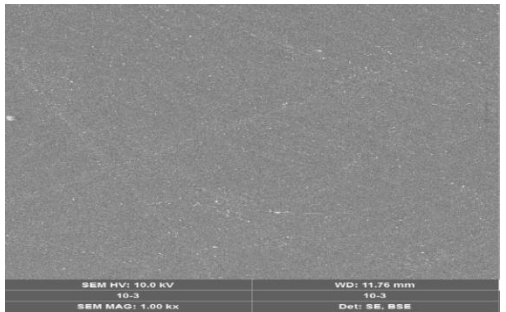
Şekil 23. Kimyasal polisaj uygulanan PEEK örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü



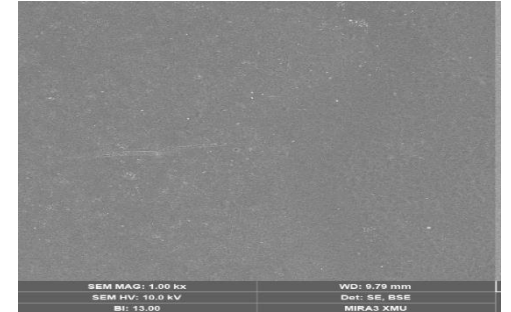
Şekil 26. Mekanik polisaj uygulanan Trinia örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 25. Kimyasal polisaj uygulanan Trinia örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 28. CAD/CAM kazıma ile üretilen mekanik polisaj uygulanan PMMA örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü



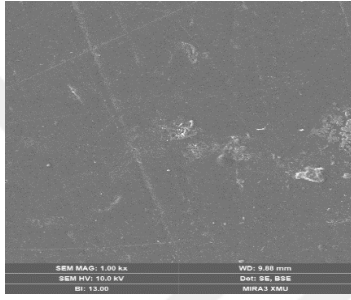
Şekil 27. CAD/CAM kazıma ile üretilen kimyasal polisaj uygulanan PMMA örneğin solüsyon öncesi x1000 büyütmedeki görüntüsü

4.3.2. Örneklerin Solüsyonlarda Bekletilme Sonrasında SEM

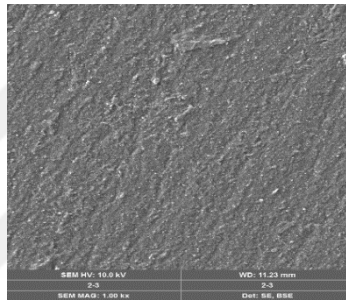
Görüntülerinin İncelenmesi

D1, D2 ve D3 solüsyonunda bekletilen mekanik ve kimyasal polisaj uygulanan materyallere ait örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde, solüsyon öncesindeki SEM görüntülerine göre, örneklerin yüzeylerinde pörözitenin arttığı ve homojen yapının bozulduğu görüldü.

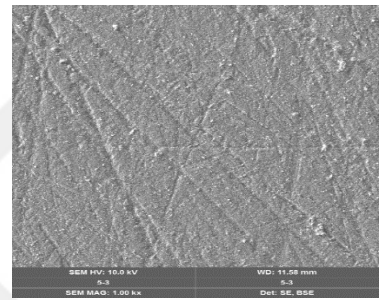
Isı ile Polimerize PMMA Örneğin SEM Görüntüleri



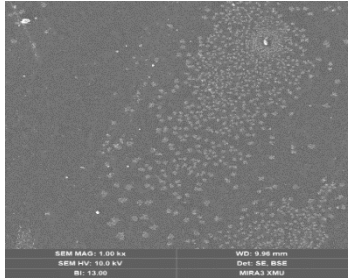
Şekil 30. Mekanik polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



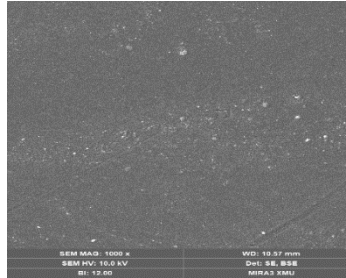
Şekil 31. Mekanik polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



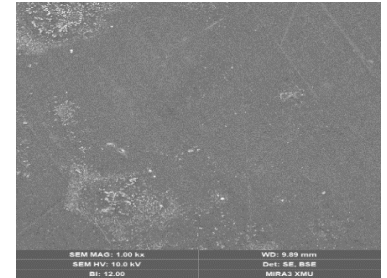
Şekil 29. Mekanik polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 34. Kimyasal polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

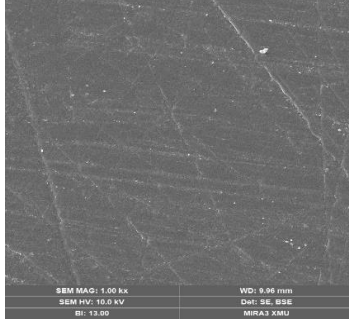


Şekil 33. Kimyasal polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

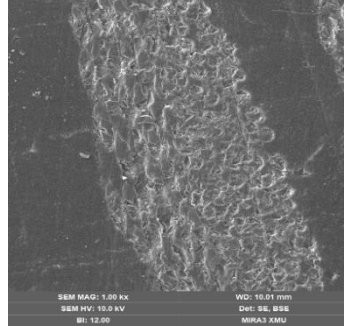


Şekil 32. Kimyasal polisaj uygulanan geleneksel PMMA örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

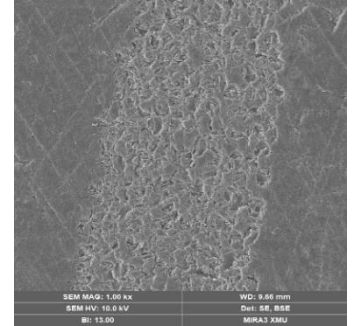
3D ile Üretilen PMMA Örneğin SEM Görüntüleri



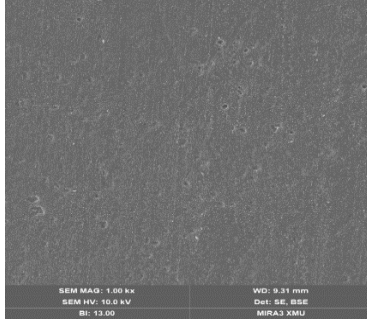
Şekil 36. Mekanik polisaj uygulanan 3D PMMA örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



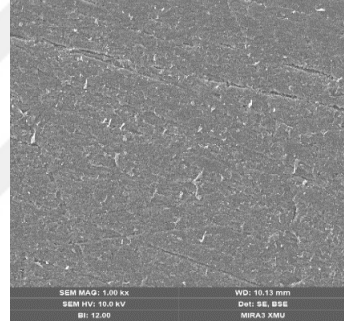
Şekil 35. Mekanik polisaj uygulanan 3D PMMA örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



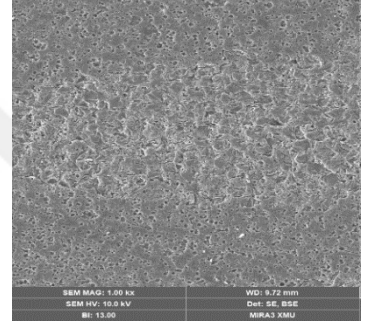
Şekil 37. Mekanik polisaj uygulanan 3D PMMA örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 38. Kimyasal polisaj uygulanan 3D PMMA örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

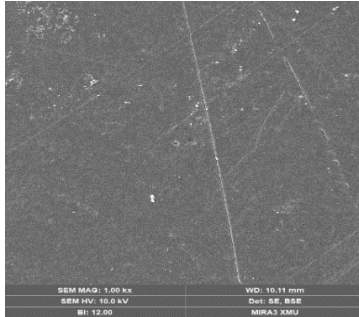


Şekil 40. Kimyasal polisaj uygulanan 3D PMMA örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

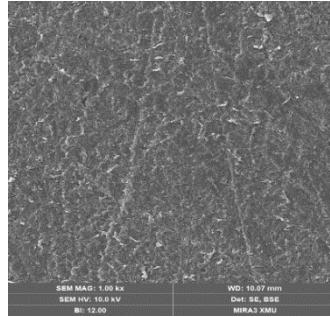


Şekil 39. Kimyasal polisaj uygulanan 3D PMMA örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

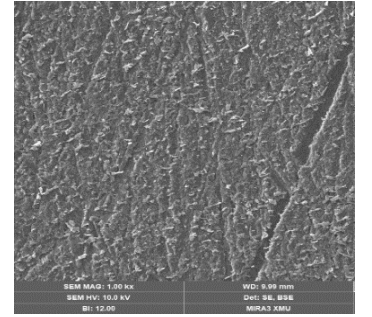
PEEK Örneğin SEM Görüntüleri



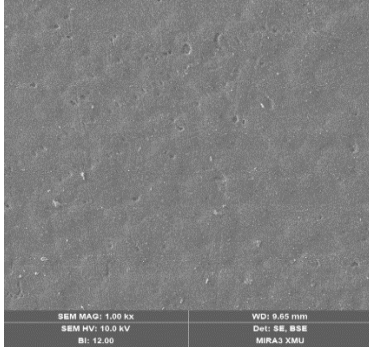
Şekil 42. Mekanik polisaj uygulanan PEEK örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



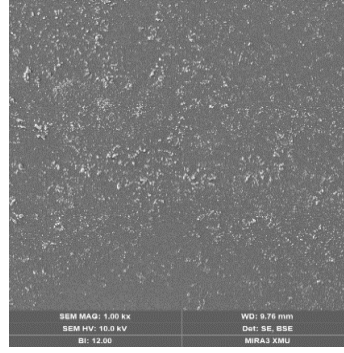
Şekil 43. Mekanik polisaj uygulanan PEEK örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



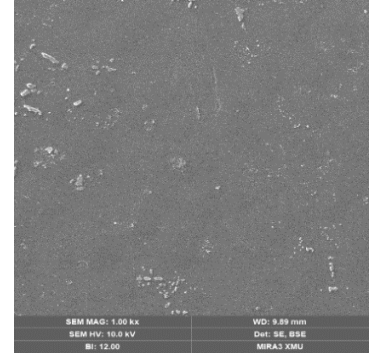
Şekil 41. Mekanik polisaj uygulanan PEEK örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 44. Kimyasal polisaj uygulanan PEEK örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

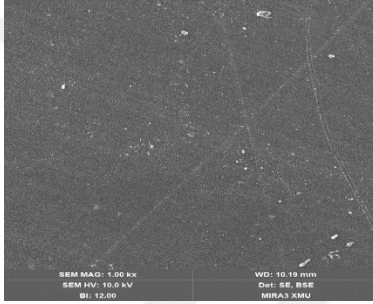


Şekil 46. Kimyasal polisaj uygulanan PEEK örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

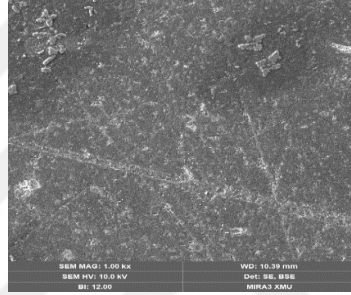


Şekil 45. Kimyasal polisaj uygulanan PEEK örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

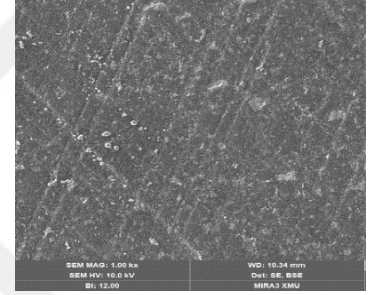
Trinia Örneğin SEM Görüntüleri



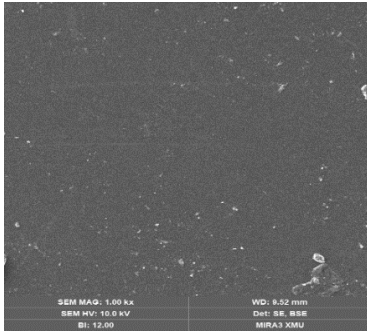
Şekil 48. Mekanik polisaj uygulanan Trinia örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



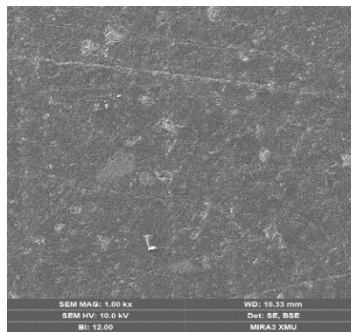
Şekil 49. Mekanik polisaj uygulanan Trinia örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



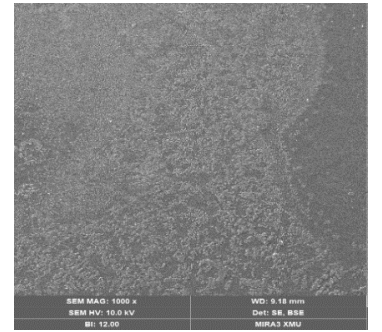
Şekil 47. Mekanik polisaj uygulanan Trinia örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 52. Kimyasal polisaj uygulanan Trinia örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

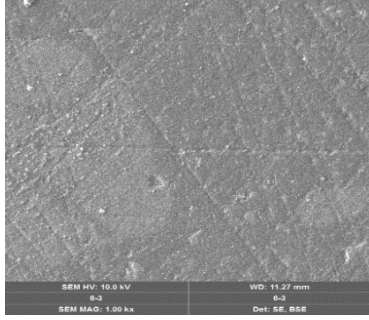


Şekil 51. Kimyasal polisaj uygulanan Trinia örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

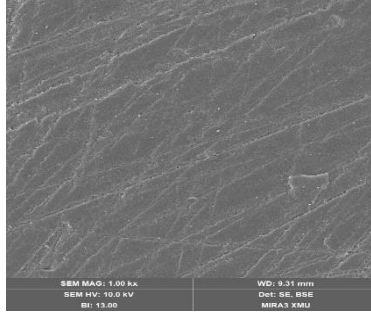


Şekil 50. Kimyasal polisaj uygulanan Trinia örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

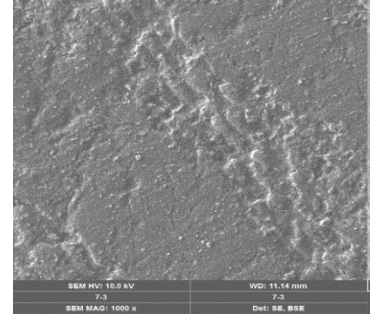
CAD/CAM Kazıma ile Üretilen PMMA Örneğin SEM Görüntüleri



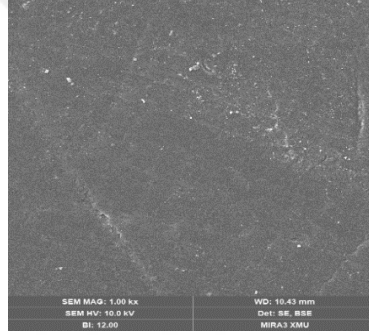
Şekil 55. Mekanik polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



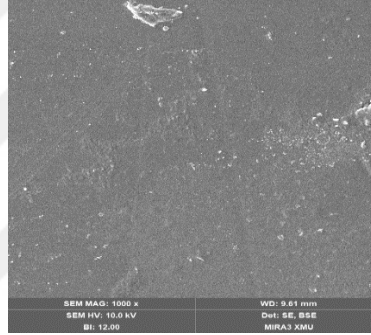
Şekil 54. Mekanik polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



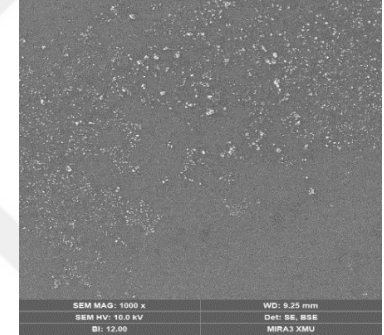
Şekil 53. Mekanik polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 58. Kimyasal polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğin D1 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 56. Kimyasal polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğin D2 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 57. Kimyasal polisaj uygulanan CAD/CAM PMMA örneğin D3 solüsyonu sonrası x1000 büyütmedeki görüntüsü

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı protez kaide materyallerine uygulanan farklı polisaj tekniklerinin ve protez temizleme solüsyonlarının materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve mikro sertliğine etkisinin incelenmesi amacıyla yapıldı. Elde edilen sonuçlara göre, kaide materyallerine uygulanan polisaj tekniklerinin ve temizleme solüsyonlarının materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve mikro sertliği üzerinde anlamlı fark oluşturduğu görüldü. Bu nedenle çalışmada kurduğumuz;

“ Protez kaide materyallerine uygulanan farklı polisaj tekniklerinin ve temizleme solüsyonlarının materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve mikro sertliği üzerinde fark oluşturmaz” sıfır hipotezi reddedildi.

Bir yüzeyde girinti ve çıkıntıların olması yüzey pürüzlülüğü olarak isimlendirilmektedir(Al-Dwairi et al. 2019). Protez materyallerindeki yüzey pürüzlülüğü protezde plak tutulumuna, renklenmeye ve kötü bir estetiğe neden olmaktadır(Alp, Johnston, and Yilmaz 2019).

Dental materyallerde yüzey pürüzlülüğü ölçümü için atomik kuvvet mikroskobu (AFM), SEM, optik veya kontak profilometre gibi cihazlar kullanılmaktadır. Farklı çalışmalarda yüzey pürüzlülüğü ölçümü için kontak profilometrenin daha doğru sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Bu bilgiler göz önüne alındığında kullanım kolaylığı sunması ve daha etkili sonuçlar verdiği için bu tez çalışmasında yüzey pürüzlülüğü ölçümü için elmas uçlu kontak profilometre cihazı tercih edildi(S. B. Joniot et al. 2000; Whitehead et al. 1995).

Çalışmamızda temizleme solüsyonlarından bağımsız mekanik polisaj yapılan örnekler ile kimyasal polisaj yapılan örnekler karşılaştırıldığında mekanik polisaj yapılan örneklerde 3D haricindeki tüm kaide materyalleri için daha düşük Ra değerleri elde edildi. Mekanik polisaj yapılan örnekler arasında en düşük Ra değerleri PEEK'te ($0,075\pm0,029$) görülürken en yüksek Ra değerleri ise 3D'de ($0,134\pm0,034$) görüldü. Kimyasal polisaj yapılan örnekler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken ($p>0.05$) en düşük Ra değerleri PEEK'te ($0,125\pm0,032$), en yüksek değerler ise CAD/CAM PMMA'da ($0,134\pm0,029$) görüldü (Tablo 3).

CAD/CAM kazıma, 3D yazıcı ve ısı ile polimerize yöntemleri kullanılarak üretilen PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırıldığı benzer çalışmalarda araştırmacılar, en yüksek pürüzlülük değerlerinin 3D ile üretilen PMMA örneklerde görülürken en düşük pürüzlülük değerleri ise CAD/CAM kazıma yöntemi ile üretilen örneklerde görüldüğünü söylemektedirler(Di Fiore et al. 2022; Freitas et al. 2022; Helal et al. 2022; El Samahy et al. 2023). Çalışmamızda da aynı üretim teknikleri kullanılmış ve bu çalışmalar ile benzer sonuçlar elde edildiği görülmektedir.

Araştırmacılar, bu sonucun CAD/CAM kazıma yönteminde kullanılan prepolimerize blokların yüksek sıcaklık ve basınç altında üretilmesinden dolayı daha iyi polimerizasyon derecesi göstermeleri, daha az artık monomer miktarına sahip olmaları ve bu sayede daha üstün mekanik ve yüzey özellikleri göstermelerinden kaynaklandığını belirtmektedir(Freitas et al. 2022).

Alp ve ark. yaptıkları çalışmada, 3 farklı prepolimerize bloktan CAD/CAM kazıma ile ürettikleri kaide materyaline ait örnekler ile geleneksel ısı ile polimerize olan PMMA örneklere polisaj patı ile mekanik polisaj uygulayıp yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak örneklerin pürüzlülük değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığı sonucuna varmışlardır(Alp, Johnston, and Yılmaz 2019). Bu çalışma ile benzer olarak Al-Dwairi ve ark. ve Srinivasan ve ark. yaptıkları çalışmalarda, CAD/CAM bloklardan kazıma ile üretilen PMMA örneklerin, geleneksel ısı ile polimerize PMMA örneklere göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdiğini ortaya koymaktadırlar. Araştırmacılar bu sonuçların, prepolimerize CAD/CAM blokların anizotropik özellik göstermelerinden kaynaklandığını savunmaktadır(Al-Dwairi et al. 2019; Srinivasan et al. 2018).

Şahin ve Sagesen, PEEK materyaline farklı polisaj pastaları ile mekanik polisaj ve hasta başı polisaj kitleri ile polisaj uygulayıp pürüzlülük değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, polisaj pastaları ile yapılan mekanik polisajın daha düşük pürüzlülük değerleri gösterdiğini söylemektedirler(Sahin and Sağesen 2024).

Şahin ve ark., CAD/CAM kazıma ile üretilmiş PEEK, PMMA ve ısı ile polimerize edilen PMMA kaide materyallerine mekanik polisaj uygulayıp materyallerin pürüzlülük değerlerini kıyasladıkları çalışmalarında, CAD/CAM kazıma ile üretilen PEEK ve PMMA örneklerin, geleneksel ısı ile polimerize edilen PMMA

örneklerine kıyasla daha düşük pürüzlülük değerleri gösterdiğini ortaya koymaktadırlar(Şahin et al. n.d.). Bu sonuçlar çalışmamız ile paralel sonuçlar ortaya koymaktadır.

Çalışmamızda, solüsyonlarda bekletilme öncesi mekanik polisaj yapılan kaide materyalleri arasında en düşük pürüzlülük değerlerini güncel CAD/CAM blokları olan Trinia ve PEEK'te elde etmemize rağmen, bu materyallerin geleneksel ısı ile polimerize PMMA ile karşılaştırıldığında pürüzlülük açısından aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediğini ortaya koymaktadır (Tablo 3).

Yapılan araştırmalara göre bakteriyel tutulum açısından yüzey pürüzlülük eşik değeri 0.2 μm olarak kabul edilmektedir. 2 μm 'nin üzerindeki pürüzlülük değerleri için ise kaide materyalleri üzerinde yüksek oranda bakteriyel kolonizasyona sebep olacağı belirtilmektedir(Bollen, Lambrechts, and Quirynen 1997; Quirynen et al. 1990). Çalışmamızda mekanik polisaj uyguladığımız NaOCl solüsyonunda bekletilen 3D grubuna ait örnekler dışındaki tüm örnekler Quirynen ve ark. tarafından bildirilen eşik değerin altında pürüzlülük değerleri gösterdiği görüldü.

Çalışmalarda kaide materyallerine geleneksel mekanik polisaj için, frezler veya aşındırıcı taşlar ile bitim işlemleri yapıldıktan sonra, sulandırılmış pomza, polisaj pastası veya alüminyum oksit parçacıkları içeren sıvı polisaj patları kullanılmaktadır(Azevedo et al. 2006; Del Bel Cury, Rached, and Ganzarolli 2001; De Oliveira et al. 2003). Son yıllarda polisaj amacıyla glaze ajanları kullanıma sunulmuştur. Ancak bu ajanların uzun vadeli performansları tam anlamıyla bilinmemektedir.

Çalışmamızda ışıkla polimerize olan glaze likiti Optiglaze Color (GC, ABD) çok sık kullanılan kimyasal polisaj ajanı olduğu için tercih edildi. Yüzey kaplama materyallerinin pürüzlülüğü azalttığı önceki çalışmalarda bildirilmektedir(Freeman et al. 2012). Optiglaze'in viskozitesi ve yüzeye penetrasyonu sayesinde materyaldeki düzensizlikleri doldurarak pürüzlülüğü azalttığı ve materyalin optik özelliklerini iyileştirdiği belirtilmektedir(Köroğlu et al. 2016; Lima et al. 2011).

Farklı protez kaide rezinlerine uygulanan mekanik ve kimyasal polisajın yüzey pürüzlülüğüne etkisinin karşılaştırıldığı benzer çalışmalarda, mekanik polisaj yapılan

örneklere, silikon karbid zımparalar ile yüzey standardı sağlandıktan sonra, geleneksel polisaj pastaları ile mekanik polisaj yapılmıştır. Kimyasal polisaj yapılan örnekler ise metilmetakrilat içerikli 75 ± 1 °C'lik özel kimyasal polisaj solüsyonunda bekletilip kimyasal polisaj uygulaması yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre mekanik polisaj yapılan örneklerde kimyasal polisaja göre daha düşük pürüzlülük değerleri elde edilmiştir (Al-Kheraif 2014; Braun et al. 2003; Rahal et al. 2004; Rahma Alammari 2017). Bu sonuçlar, mekanik polisaj uygulanan örneklerde daha düşük pürüzlülük değerleri elde ettiğimiz çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Atalay ve ark., 3 farklı CAD/CAM PMMA ve geleneksel ısı ile polimerize PMMA örneklere geleneksel mekanik polisaj ve kimyasal polisaj uygulayıp polisaj tekniklerinin pürüzlülüğe etkisini karşılaştırmışlardır. Mekanik polisaj yapılan örneklere pomza-su karışımı uyguladıktan sonra polisaj pastası ile parlatmışlardır. Kimyasal polisaj için ışıkla polimerize olan glaze ajanı (Palaseal) kullanılmıştır. Kimyasal polisaj ile mekanik polisaj yapılan gruplar karşılaştırıldığında mekanik polisaj yapılan gruplarda daha düşük pürüzlülük elde edilmiştir (Atalay et al. 2021). Çalışmamız, uygulanan polisaj tekniklerinin aynı olduğu bu çalışma ile paralel sonuçlar göstermektedir.

Kökçü ve Yenisey, çalışmalarında, akrilik rezinlere mekanik ve kimyasal polisaj uygulamıştır. Mekanik polisaj yapılan örneklere pomza-su karışımı sonrasında alçı-alkol karışımı ile parlatılmış, kimyasal polisaj yapılan örneklere ise 3 farklı glaze likiti (Palaseal, Plaquit, Lightplast-Lack) uygulanıp ışık ile polimerizasyonu sağlanmıştır. Polisaj teknikleri karşılaştırıldığında, kimyasal polisaj uygulanan örnekler mekanik polisaja göre daha düşük pürüzlülük değerleri göstermiştir (Kökçü and Yenisey 2019). Bu karşılaştırma çalışmamıza göre farklılık göstermiş olup, çalışmamızdan farklı olarak mekanik polisaj için alçı-alkol karışımı kullanılmış ve kullanılan glaze likitleri de farklılık göstermektedir.

Temizleme solüsyonu olarak kullandığımız Corega efervesan tablet alkali peroksit içerikli bir protez temizleme ürünüdür (İşeri, Uludamar, and Ozkan 2011). Efervesan tablet suda çözündüğünde alkali peroksit sodyum perborata dönüşür. Sodyum perborat da hidratasyona uğrayarak oksijen moleküllerinin ayrışmasına sebep olur. Efervesan tabletin suda çözünmesiyle kimyasal temizliğin yanı sıra oluşan

oksijen kabarcıkları da mekanik temizlemeye yardımcı olur(Budtz-Jørgensen 1979; Yatabe et al. 2001).

Çalışmamızda kullandığımız %1'lik NaOCl (Sodyum hipoklorit) hipokloröz asit, sodyum ve sudan oluşan klor bazlı bir bileşik olup, temizleme ajanı olarak sıklıkla kullanılmaktadır. Protez kaide reçinesinin matrisine difüze olarak kimyasal yapısını değiştirir ve reçinenin yumuşamasına sebep olur(Alqanas et al. 2022; Atalay et al. 2021).

Çalışmamızda temizleme solüsyonlarında bekletilme sonrasında tüm örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri arttığı ve mekanik polisaj uygulanan örneklerde kimyasal polisaj uygulanan örneklerle göre pürüzlülük artışı daha fazla olurken, kimyasal polisaj uygulanan örneklerin daha az etkilendiği ve solüsyon öncesi gruplar ile karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0.05$). Mekanik polisaj uygulanan gruplarda solüsyonlardan en fazla etkilenen kaide materyali 3D olurken en az etkilenen ise PEEK olduğu görüldü (Tablo 4, 5).

Mekanik polisaj grubunda, solüsyonlarda bekletilme öncesi ve sonrasındaki pürüzlülük değerleri arasındaki ortalama farklar incelendiğinde; distile su solüsyonu sonrası ortalama pürüzlülük değerleri ile solüsyon öncesi pürüzlülük değerleri arasındaki farkın ($0,012\pm0,042$) en düşük olduğu görülürken, NaOCl solüsyonu sonrası ortalama pürüzlülük değerleri ile solüsyon öncesi pürüzlülük değerleri arasındaki farkın ($0,064\pm0,034$) en yüksek olduğu görüldü (Tablo 5). Buna göre, NaOCl solüsyonu pürüzlülüğü en çok artıran solüsyon iken en az etkileyen solüsyonun ise distile su olduğu görüldü.

SEM görüntüleri ile desteklenen çalışmamızda, solüsyon öncesi tüm materyal gruplarında mekanik polisaj uygulanan örnekler ile kimyasal polisaj uygulanan örneklerin SEM görüntüleri arasında önemli bir fark gözlenmedi. Örnek yüzeylerinin homojen ve pörözitenin oldukça az olduğu görüldü. Solüsyon sonrası görüntülerde ise genel olarak tüm materyal gruplarındaki homojen yapının bozulduğu ve pörözitenin arttığı gözlemlendi. Genel olarak bakıldığında, en fazla pörözlü yüzeyin mekanik polisaj uygulanan 3D grubuna ait örnekte olduğu görülürken, tüm materyal gruplarında da en çok pörözite oluşturan solüsyonun ise NaOCl solüsyonu olduğu

görüldü. Elde edilen SEM görüntülerinin sayısal veriler ile paralel sonuçlar verdiği görüldü.

Temizleme solüsyonlarının kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin karşılaştırıldığı çalışmalarda araştırmacılar; 3D, CAD/CAM kazıma ve ısı ile polimerizasyon yöntemleri ile ürettikleri örnekleri NaOCl, efervesan tablet ve distile su ile hazırlanan solüsyonlarda bekletip, solüsyon sonrası pürüzlülük değerlerini karşılaştırdıklarında, solüsyonlardan en fazla etkilenenin 3D'ye ait örnekler olurken, en az etkilenenin ise CAD/CAM kazıma ile üretilen örnekler olduğunu söylemektedirler. Solüsyonların etkinliği kıyaslandığında çalışmamız ile benzer olarak pürüzlülüğü en çok etkileyen NaOCl solüsyonu olurken en az değişim ise distile suda olmuştur(Alqanas et al. 2022; Çakmak et al. 2023; Jain et al. 2021).

Özyılmaz ve Akın, yaptıkları çalışmada; PEEK, poliamid ve ısı ile polimerize olan kaide materyallerine ait örnekleri 5 farklı protez temizleme solüsyonunda (Corega, Protefix, Curaprox ve Perlodent) beklettikten sonra tüm örneklerin pürüzlülük değerleri artarken en yüksek pürüzlülük değerinin PEEK grubunda olduğu sonucuna varmışlardır(Ozyılmaz and Akin 2019). Bu sonuçlar, PEEK'e ait örneklerde daha az pürüzlülük değerleri elde ettiğimiz çalışmamız ile farklıdır. Kullanılan materyaller, solüsyonlar ve örneklerin solüsyonlarda bekletilme süresi çalışmamızdan farklı olup, bu çalışmada örneklerin ise araştırmacılar sadece zımparalar ile yüzey standardı sağlamış ve çalışmamızdaki gibi bir polisaj işlemi uygulamamışlardır.

Çalışmamızda kullandığımız güncel bir materyal Trinia'nın kullanıldığı Babaier ve ark. çalışmalarında, cam fiber takviyeli kompozit (Trinia), karbon fiber takviyeli kompozit (Carbocad) ve PEEK materyallerine ait örnekleri gıda simüle edici solüsyonlarda (su, etanol, metil etil keton) bekletmiş ve yüzey pürüzlülükleri incelemişlerdir. Başlangıç anında tüm örnekler $0.2\ \mu\text{m}$ 'nin altında pürüzlülük değerleri sergilerken en düşük değerler PEEK'te görülmüştür. Solüsyonda bekletilme sonrasında ise Trinia ve Carbocad materyallerinin pürüzlülüğü anlamlı derecede artarken PEEK en az etkilenmiş, pürüzlülük için eşik değer $0.2\ \mu\text{m}$ 'nin altında sonuçlar vermiştir.(Babaier, Watts, and Silikas 2022). Çalışmamızda da bu çalışma ile paralel olarak, en düşük pürüzlülük değerleri PEEK'te bulunurken solüsyonlardan en az etkilenen ise yine PEEK'e ait örnekler olmuştur. Çalışmamızda kullandığımız

Trinia'ya ait mekanik polisaj ($0,080\pm0,029$) ve kimyasal polisaj ($0,128\pm0,030$) uygulanan örneklerde PEEK hariç diğer materyal gruplarına kıyasla daha düşük pürüzlülük değerleri elde edildiği görüldü (Tablo 6).

Çalışmamızın sonucunda görüldüğü gibi pürüzlülük açısından mekanik polisaj daha iyi sonuçlar verse de kimyasal polisaj ile karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark görülmemiştir. Yüzey sertliğinde ise istatistiksel açıdan anlamlı olacak şekilde kimyasal polisaj yapılan kaide materyalleri daha yüksek sertlik değerleri göstermiştir. Kimyasal polisaj işleminin materyalin yüzey sertliğini artırması, mekanik polisaj ile protezin ulaşılabilen bölgelerine ulaşabilmesi, işlem süresinin kısa olması ve daha az ekipman gerektirmesi gibi avantajlarından dolayı kullanılabilir bir metottur.

Sertlik, okluzal aşınma veya mekanik etkiler sonucunda oluşan plastik deformasyona karşı direncin bir göstergesidir. Yüzey sertliği düşük olan materyallerden yapılan protezler kolay deformasyona uğrarlar. Bunun sonucunda protez yüzeyinde renk değişiklikleri ve plak tutulumu gerçekleşir ve protezin klinik ömrü kısalabilir(Prpić et al. 2020).

Akrilik rezinlerin sertlik değeri ile materyale ait monomerlerin dönüşüm derecesi ve polimerizasyon kalitesi analiz edilebilir. Sertlik değeri yüksek olan akrilik rezinler, daha yüksek oranda monomerik dönüşüm ve daha iyi polimerizasyon derecesi sergilerler(Soh and Yap 2004).

Çalışmamızda temizleme solüsyonlarından bağımsız yaptığımız sertlik testi sonucunda; kimyasal polisaj uygulanan örnekler, mekanik polisaj uygulanan örneklerle kıyasla istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha yüksek değerler gösterdiği görüldü ($p<0.05$). Kimyasal polisaj uygulanan kaide materyalleri kendi aralarında kıyaslandığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ($p>0.05$), mekanik polisaj uygulanan örnekler arasındaki farklılık istatistiksel açıdan anlamlı bulundu ($p<0.05$). Mekanik polisaj yapılan kaide materyalleri arasında en yüksek sertlik değeri Trinia'da ($29,679\pm2,583$), en düşük sertlik değerleri ise 3D'de ($22,136\pm2,782$) görüldü (Tablo 6).

Al-Dwairi ZN ve ark. yaptıkları çalışmalarında, prepolimerize PMMA bloklardan elde edilen örneklerin, geleneksel ısı ile polimerize olan PMMA örneklerle

göre sertlik açısından daha üstün özellikler gösterdiği belirtmektedir(Al-Dwairi, ZN, Tahboub, KY, Baba, NZ ve Goodacre 2020). Fouda ve ark. ise yaptıkları çalışma sonucunda, CAD/CAM kazıma yöntemi üretilen kaide materyallerinin, 3D ve ısı ile polimerizasyon yöntemleri ile üretilen kaide materyallerine kıyasla daha yüksek yüzey sertliği gösterdiğini ortaya koymaktadır. En düşük sertlik değerlerinin ise 3D ile üretilen kaide materyalinde olduğunu belirtmektedirler(Fouda et al. 2023). Sertlik değerinin CAD/CAM kazıma yönteminde daha fazla olmasının sebebi olarak prepolimerize bloklarda plastikleştirici etkiye sebep olan artık monomer miktarının daha düşük olmasından kaynaklandığını söylemektedirler(Al-Dwairi, ZN, Tahboub, KY, Baba, NZ ve Goodacre 2020). Bu çalışmalar ile uyumlu olarak çalışmamızda da CAD/CAM kazıma yöntemi ile üretilen kaide materyallerinin sertlik değerleri diğer üretim tekniklerine göre daha yüksek bulundu (Tablo 6).

Perea Lowery ve ark., yaptıkları çalışmada, ısı ile polimerize PMMA'nın prepolimerize akrilik rezine göre daha yüksek sertlik değerleri gösterdiklerini söylemektedirler. Bunun sebebinin ise ısı kaynaklı serbest radikal oluşumundan dolayı dimetil metakrilat monomerleri arasında çapraz bağların meydana gelip sertliği artırmasından kaynaklı olabileceği belirtilmektedir(Perea-Lowery et al. 2021).

Şahin ve ark., yaptıkları çalışmalarında, prepolimerize PEEK ve PMMA bloklardan CAD/CAM ile üretilmiş örnekler ile ısı ile polimerize edilen geleneksel PMMA örnekleri sertlik açısından karşılaştırıp PEEK örneklerdeki ortalama sertlik değerlerini daha yüksek bulurken, en düşük değerleri ise ısı ile polimerize PMMA grubunda olduğunu söylemektedirler. Çalışmalarında, CAD/CAM ile üretilen kaide materyallerinin daha iyi mekanik özellikler sergilediğini ortaya koymaktadırlar (ŞAHİN et al. 2022). Bu çalışma, PEEK grubuna ait ortalama sertlik değerlerinin $(28,923 \pm 2,532)$ ısı ile polimerize PMMA'ya göre $(26,608 \pm 2,530)$ daha yüksek bulunduğu çalışmamız ile paralellik göstermektedir.

Sulu çözeltiler ile hazırlanan protez temizleyicileri, sıvı içeriğinden dolayı akrilik rezin zincirlerine etki edebilir ve materyalin sertliğini azaltabilir. Bu durum protezin temizliği sırasında sertliğini azaltarak aşınmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle temizleme ajanlarının materyalin sertliğini azaltmadan güçlü bir

antimikrobiyal etki yaratması gerekmektedir(Campanha et al. 2012; Dixon, Breeding, and Faler 1999; Goiato et al. 2013; Konchada et al. 2013).

Çalışmamızda temizleme solüsyonlarında bekletilme sonrasında mekanik polisaj yapılan kaide materyallerinin sertlik değerleri önemli ölçüde azalırken, kimyasal polisaj yapılan kaide materyallerinin daha az etkilendiği görüldü. PEEK, solüsyonda bekletilme sonrasında en az etkilenirken 3D daha fazla etkilendiği gözlemlendi. Mekanik polisaj grubunda, solüsyon öncesi ve sonrası sertlik değerleri arasındaki farklar incelendiğinde, distile su solüsyonunda bekletilme sonrası ortalama sertlik değeri ile solüsyon öncesi sertlik değeri arasındaki fark ($0,87 \pm 2,99$) en düşük bulunurken, NaOCl solüsyonunda bekletilme sonrası ortalama sertlik değeri ile solüsyon öncesi sertlik değeri arasındaki ortalama fark ($4,61 \pm 2,80$) en yüksek bulundu. NaOCl solüsyonu tüm kaide materyalleri için sertliği en fazla etkileyen solüsyon olduğu ortaya konuldu.

Nora S. Alkaltham ve ark. ve Alqanas ve ark. yapmış oldukları çalışmalarda, 3D ile üretilen ve ısı ile polimerize olan PMMA kaide materyalini NaOCl, efervesan tablet, distile suda bekletip ve yüzey sertliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmamızda da olduğu gibi başlangıçta ve solüsyonlarda bekletilme sonrasında en düşük sertlik değerlerinin 3D gruplarında olduğunu ve en düşük değerlerin NaOCl solüsyonunda bekletilme sonrası ortaya çıktığını belirtmektedirler(Alkaltham et al. 2023; Alqanas et al. 2022).

3D ile üretilen kaide materyallerinin katman katman üretilmesi ve katmanlar arasındaki bağlantının zayıf olması, artık monomer miktarının fazla olması ve polimerizasyon derecesinin düşük olması sertlik değerinin daha düşük olmasına sebep olmaktadır. Ayrıca temizleme solüsyonlarındaki sıvı içeriğinin 3D reçinedeki polimer zincirlerine kolay şekilde nüfuz ederek katmanlar arası bağların zayıflamasına ve plastikleştirici etkiye sebep olmaktadır(Alkaltham et al. 2023).

NaOCl'nin yüzey sertliğini en çok etkileyen solüsyon olduğu yukarıdaki çalışmaların aksine; Hawraa Khalid Aziz yaptığı çalışmada, ısı ile polimerize PMMA kaide materyallerine ait örnekleri NaOCl, klorheksidin, efervesan tablet ve distile su kullanarak 4 farklı temizleme solüsyonunda bekletmiş ve NaOCl'nin örneklerin yüzey sertliğine önemli bir etkisinin olmadığını ortaya koymuştur(Aziz 2018). Bu çalışmada

çalışmamızdan farklı olarak, örnekler temizleme solüsyonlarında 7 gün gibi daha kısa süre bekletilmiş ve derişimi daha az olan NaOCl solüsyonu (%0.5) kullanılmıştır.

Ayaz ve Üstündağ, prepolimerize bloktan CAD/CAM ile üretilen PMMA, poliamid, ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen PMMA kaide materyallerini sodyum perborat içerikli temizleme solüsyonunda (Protefix) 30 gün beklettikleri çalışma sonucunda, solüsyonda bekletilme öncesinde ve sonrasında en yüksek sertlik değerlerinin CAD/CAM PMMA da gözlendiğini ve bu örneklerin temizleme solüsyonundan daha az etkilendiğini söylemektedirler. Bunun sebebinin ise prepolimerize edilmiş blokların yüksek sıcaklık ve basınç altında polimerize edilmesinden dolayı çapraz bağlı polimer zincirlerinin oluşmasına ve daha yoğun yapıda olmasına bağlamaktadırlar(Aydoğan Ayaz and Üstün Aladağ 2023). Bu çalışma CAD/CAM kazıma ile üretilen örneklerin daha yüksek sertlik gösterdiği çalışmamız ile uyumlu sonuçlar göstermektedir.

Özyılmaz ve Akın'ın yaptıkları çalışmada; PEEK, poliamid ve ısı ile polimerize olan kaide materyallerine ait örnekler 140 gün boyunca 4 farklı protez temizleme solüsyonunda (Corega, Protefix, Curaprox ve Perlodent) bekletildikten sonra tüm örneklerin sertlik değeri düşerken en az etkilenen örneklerin PEEK grubunda olduğu sonucu ortaya konmuştur(Ozyılmaz and Akin 2019).

Araştırmalara göre, PEEK'in omurgasında bulunan difenilketon yapısının, ısı ve ultraviyole ışık altında aktif radikaller üreterek polimerizasyonu indüklemesi ve PEEK materyalinin hem amorf hem de kristal yapıda olması geleneksel PMMA'ya göre yüksek sertlik göstermesine ve temizleme solüsyonlarından daha az etkilenmesine neden olmuştur(Yuan et al. 2018). Çalışmamızda da PEEK'e ait mekanik polisaj yapılan örneklerin yüksek sertlik ($28,923 \pm 2,532$) gösterdiği ve solüsyonlardan en az etkilendiği gözlendi.

Babaier ve ark., yaptıkları çalışmada; cam fiber takviyeli kompozit (Trinia), karbon fiber takviyeli kompozit (Carbocad) ve PEEK materyallerine ait örnekleri gıda simüle edici solüsyonlarda (su, etanol, metil etil keton) bekletmiş ve yüzey sertlikleri incelenmiştir. Başlangıç anında Trinia en yüksek yüzey sertliği değerlerine sahipken en düşük sertlik değerleri PEEK'e ait bulunmuştur. Solüsyonda bekletilme sonrasında ise Trinia ve Carbocad materyallerinin sertliği anlamlı derecede azalırken PEEK en az

etkilenmiştir(Babaier, Watts, and Silikas 2022). Çalışmamızda da bu çalışma ile paralel olarak, en yüksek sertlik değerleri Trinia'ya ait örneklerde görülürken, solüsyonlardan en az etkilenen ise PEEK'e ait örnekler olduğu görüldü.

Farklı polisaj tekniklerinin kaide materyallerinin yüzey sertliğine etkisinin karşılaştırıldığı çalışmalar, Optiglaze'in mekanik polisaj ve diğer kimyasal polisaj ajanlarına göre materyallerin yüzey sertliklerini anlamlı şekilde artırdığını ortaya koymaktadır(Alouthah et al. 2023; Choi et al. 2020).

Emmanouil ve ark., 3 farklı ışıkla sertleşen kimyasal polisaj ajanları (Palaseal, Plaquit, Lightplast-Lack) uyguladıkları ve mekanik polisaj yaptıkları kaide materyallerinin yüzey sertliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kimyasal polisaj uygulanan kaide materyallerinin daha yüksek sertlik değerleri gösterdiklerini ortaya koymaktadırlar(Emmanouil, Kavouras, and Kehagias 2002).

Atalay ve ark. ise çalışmalarında, farklı protez kaide materyallerine uyguladıkları mekanik polisajın kimyasal polisaja göre daha yüksek sertlik değerleri gösterdiğini söylemektedirler(Atalay et al. 2021). Çalışmamızdan farklı olarak kimyasal polisaj için Palaseal kullanılmış ve kullanılan kaide materyalleri de farklıdır.

Çalışmamızda da optiglaze uygulanan tüm kaide materyallerinde mekanik polisaj uygulanan kaide materyallerine göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha yüksek sertlik değerleri görüldü ($p<0.05$) (Tablo 3).

Optiglaze içerisine eklenen SiO_2 (silika dioksit) ve TiO_2 (titanyum dioksit) nanopartikülleri sayesinde uygulandığı materyalin mekanik özelliklerini geliştirmektedir. Araştırmacılar, mevcut çalışmalarda Optiglaze uygulanmış örneklerdeki bu sertlik artışının nedenini Optiglaze'in içerisine eklenen bu nanopartiküller sayesinde olduğunu söylemektedirler(Choi et al. 2020).

6. SONUÇLAR

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde ulaşılan sonuçlar şunlardır:

1. Solüsyonlardan bağımsız pürüzlülük değerleri incelendiğinde mekanik polisaj uygulanan örnekler kimyasal polisaj uygulanan örneklerle göre daha düşük değerler gösterdi. Mekanik polisaj uygulanan materyallerde en düşük değerler PEEK grubunda görülürken en yüksek değerler 3D grubunda görüldü.

2. Solüsyonlar tüm grupların pürüzlülük değerlerini artırdı. Pürüzlülüğü en çok artıran NaOCl solüsyonu oldu. Mekanik polisaj uygulanan gruplarda solüsyon sonrası pürüzlülük daha fazla artarken, kimyasal polisaj uygulanan gruplar daha az etkilendi. Solüsyonlardan en çok etkilenen 3D grubu olurken en az etkilenen ise PEEK grubu oldu.

3. Solüsyon sonrası mekanik ve kimyasal polisaj uygulanan materyaller için de bakteriyel tutulum için eşik değer olan 0.2 μm 'nin altında pürüzlülük değerleri gösterdiği görüldü.

4. Solüsyonlardan bağımsız sertlik değerleri incelendiğinde kimyasal polisaj uygulanan örnekler mekanik polisaj uygulanan örneklerle göre önemli ölçüde daha yüksek değerler gösterdi. Mekanik polisaj uygulanan materyallerde en yüksek sertlik değeri Trinia'ya ait örneklerde görülürken en düşük değerler 3D'ye ait örneklerde görüldü.

5. Solüsyonlar, tüm grupların sertlik değerlerinde düşüşe yol açtı. Sertliği en çok azaltan NaOCl solüsyonu oldu. Mekanik polisaj uygulanan örneklerde solüsyon sonrası sertlik değerleri daha fazla azalırken, kimyasal polisaj uygulanan örnekler daha az etkilendi. Solüsyonlardan en çok etkilenen 3D grubuna ait örnekler olurken en az etkilenen ise PEEK grubuna ait örnekler oldu.

6. Pürüzlülük ve sertlik değerleri incelendiğinde tüm materyaller arasında CAD/CAM kazıma ile üretilen güncel materyallere ait örnekler en iyi sonuçları gösterirken, 3D ile üretilen PMMA örnekler en kötü sonuçları gösterdi.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, güncel kimyasal polisaj ajanı Optiglaze, genel olarak geleneksel mekanik polisaj tekniğine göre daha iyi sonuçlar gösterdi. CAD/CAM kazıma ile üretime uygun yeni materyaller olan Trinia ve PEEK'in, yüzey

özellikleri açısından olumlu sonuçlar gösterdiği görüldü. Ancak, Optiglaze ve kullanılan güncel kaide materyalleri; mekanik, ısısal ve kimyasal etkenlerin bir arada olduğu uzun dönemli in-vivo ve in-vitro çalışmalara ihtiyaç duymaktadır.



7. KAYNAKÇA

- Abduo, Jaafar, Karl Lyons, and Mohammed Bennamoun. 2014. "Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams." *International Journal of Dentistry* 2014. doi:10.1155/2014/783948.
- AK, Özdemir. 2002. *Hareketli Protezler:(Kliniğe Hazırlık)*. Cumhuriyet Üniversitesi.
- Al-Dwairi, ZN, Tahboub, KY, Baba, NZ ve Goodacre, CJ. 2020. "CAD/CAM ve Geleneksel Isıyla Sertleşen Polimetil Metakrilatın (PMMA) Eğilme ve Darbe Dayanımlarının ve Eğilme Modülünün Karşılaştırılması." *Protetik Diş Tedavisi Dergisi* 29(4): 341–49.
- Al-Dwairi, Ziad N., Kawkab Y. Tahboub, Nadim Z. Baba, Charles J. Goodacre, and Mutlu Özcan. 2019. "A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA)." *Journal of Prosthodontics* 28(4): 452–57. doi:10.1111/jopr.13033.
- Al-Kheraif, Abdul Aziz Abdullah. 2014. "The Effect of Mechanical and Chemical Polishing Techniques on the Surface Roughness of Heat-Polymerized and Visible Light-Polymerized Acrylic Denture Base Resins." *Saudi Dental Journal* 26(2): 56–62. doi:10.1016/j.sdentj.2013.12.007.
- Albrektsson, T, G Zarb, P Worthington, and A R Eriksson. 1986. "The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success." *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1(1).
- Ali, Umar, Khairil Juhanni Bt Abd Karim, and Nor Aziah Buang. 2015. "A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA)." *Polymer Reviews* 55(4): 678–705. doi:10.1080/15583724.2015.1031377.
- Ali, Zaid, Sarah Baker, Nuno Sereno, and Nicolas Martin. 2020. "A Pilot Randomized Controlled Crossover Trial Comparing Early OHRQoL Outcomes of Cobalt-Chromium Versus PEEK Removable Partial Denture Frameworks." *The International Journal of Prosthodontics* 33(4): 386. doi:10.11607/ijp.6604.
- Alkaltham, N.S., A.M.; Aldhafiri, R.A.; Al-Thobity, I.S.; Alramadan, H.; Aljubran, H.; Ateeq, and M.M. Khan, S.Q.; Akhtar, S.; Gad. 2023. "Effect of Denture Disinfectants on the Mechanical Performance of 3D-Printed Denture Base

Materials.” *Polymers* 15(1175).

Alouthah, Hesham, Frank Lippert, Chao Chieh Yang, John A. Levon, and Wei Shao Lin. 2023. “Comparison of Surface Characteristics of Denture Base Resin Materials with Two Surface Treatment Protocols and Simulated Brushing.” *Journal of Prosthodontics*: 1–10. doi:10.1111/jopr.13794.

Alp, Gülce, William M. Johnston, and Burak Yilmaz. 2019. “Optical Properties and Surface Roughness of Prepolymerized Poly(Methyl Methacrylate) Denture Base Materials.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 121(2): 347–532. doi:10.1016/j.prosdent.2018.03.001.

Alqanas, Sarah S., Raghad A. Alfuhaid, Sara F. Alghamdi, Faisal D. Al-Qarni, and Mohammed M. Gad. 2022. “Effect of Denture Cleansers on the Surface Properties and Color Stability of 3D Printed Denture Base Materials.” *Journal of Dentistry* 120(104089). doi:10.1016/j.jdent.2022.104089.

Anusavice, Kenneth J. 1999. “Phillips’ science of Dental Materials.” In *Paper Knowledge . Toward a Media History of Documents*, , 588.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. 2012. *Phillips’ science of dental materials*: Elsevier Health Sciences Phillips’ Science of Dental Materials. Elsevier Health Sciences.

Artopoulos, Andreas, Andrzej S. Juszczak, Jose M. Rodriguez, Robert K.F. Clark, and David R. Radford. 2013. “Three-Dimensional Processing Deformation of Three Denture Base Materials.” In *Journal of Prosthetic Dentistry*, , 481–87. doi:10.1016/j.prosdent.2013.07.005.

Aslan, Y., and M. Avci. 1990. “Monopoly Coating on Acrylic Resin Surfaces: A Bacteriologic Study.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 63(4): 478–81. doi:10.1016/0022-3913(90)90241-4.

Atalay, Sevda, Gülce Çakmak, Manrique Fonseca, Martin Schimmel, and Burak Yilmaz. 2021. “Effect of Thermocycling on the Surface Properties of CAD-CAM Denture Base Materials after Different Surface Treatments.” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 121: 1–8. doi:10.1016/j.jmbbm.2021.104646.

Ateş J. 1999. “Polymerization and Polymer Characterization of Methyl Methacrylate

- as Denture Base Material Using Microwave.” Middle East Technical University.
- Atzeni, Eleonora, and Alessandro Salmi. 2012. “Economics of Additive Manufacturing for End-Usable Metal Parts.” *International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 62(9–12): 1147–55. doi:10.1007/s00170-011-3878-1.
- Aydoğan Ayaz, Elif, and Seda Üstün Aladağ. 2023. “Effect of Cigarette Smoke and Denture Cleansers on the Surface Properties and Color Stability of CAD-CAM and Conventional Denture Base Resins.” *Dental Materials Journal* 42(2). doi:10.4012/dmj.2022-117.
- Azevedo, Andrea, Ana Lucia Machado, Carlos Eduardo Vergani, Eunice Teresinha Giampaolo, Ana Cláudia Pavarina, and Romeo Magnani. 2006. “Effect of Disinfectants on the Hardness and Roughness of Reline Acrylic Resins.” *Journal of Prosthodontics* 15(4): 235–42. doi:10.1111/j.1532-849X.2006.00112.x.
- Aziz, Dr. Hawraa Khalid. 2018. “Comparisons the Microhardness of Different Cured Acrylic Denture Base Systems after Subjected to Chemical Cleaning Solutions.” *Mustansiria Dental Journal* 10(1). doi:10.32828/mdj.v10i1.188.
- B., Balcı. 2015. “Farklı Estetik Abutmentların Döngüsel Yorulma Yüklemesi Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi Yüksek Lisans Tezi.” Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Baba, Nadim Z. 2016. “Materials and Processes for CAD/CAM Complete Denture Fabrication.” *Current Oral Health Reports* 3(3): 203–8. doi:10.1007/s40496-016-0101-3.
- Baba, Nadim Z., Brian J. Goodacre, Charles J. Goodacre, Frauke Müller, and Stephen Wagner. 2021. “CAD/CAM Complete Denture Systems and Physical Properties: A Review of the Literature.” *Journal of Prosthodontics* 30: 113–24. doi:10.1111/jopr.13243.
- Babaier, Rua, David C. Watts, and Nick Silikas. 2022. “Effects of Three Food-Simulating Liquids on the Roughness and Hardness of CAD/CAM Polymer Composites.” *Dental Materials* 38(5). doi:10.1016/j.dental.2022.04.001.
- Bagheri, Ali, and Jianyong Jin. 2019. “Photopolymerization in 3D Printing.” *ACS*

- Applied Polymer Materials 1(4): 593–611. doi:10.1021/acsapm.8b00165.
- Barbosa, Debora Barros, Valentim Adelino Ricardo Barão, Douglas Roberto Monteiro, Marco Antonio Compagnoni, and Juliê Marra. 2008. “Bond Strength of Denture Teeth to Acrylic Resin: Effect of Thermocycling and Polymerisation Methods.” *Gerodontology* 25(4): 237–44. doi:10.1111/j.1741-2358.2008.00218.x.
- Barbosa, Débora Barros, Raphael Freitas De Souza, Ana Carolina Pero, Juliê Marra, and Marco Antonio Compagnoni. 2007. “Flexural Strength of Acrylic Resins Polymerized by Different Cycles.” *Journal of Applied Oral Science* 15(5): 424–28. doi:10.1590/S1678-77572007000500010.
- Barsby, M. J. 1992. “A Denture Base Resin with Low Water Absorption.” *Journal of Dentistry* 20(4): 240–44. doi:10.1016/0300-5712(92)90094-S.
- Batisse, Cindy, and Emmanuel Nicolas. 2021. “Comparison of Cad/Cam and Conventional Denture Base Resins: A Systematic Review.” *Applied Sciences (Switzerland)* 11(13): 5990. doi:10.3390/app11135990.
- Del Bel Cury, A. A., R. Nunes Rached, and S. Maria Ganzarolli. 2001. “Microwave-Cured Acrylic Resins and Silicone-Gypsum Moulding Technique.” *Journal of Oral Rehabilitation* 28(5): 433–38. doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00684.x.
- Berman, Barry. 2012. “3-D Printing: The New Industrial Revolution.” *Business Horizons* 55(2): 155–62. doi:10.1016/j.bushor.2011.11.003.
- Bidra, Avinash S., Kimberly Farrell, David Burnham, Ajay Dhingra, Thomas D. Taylor, and Chia Ling Kuo. 2016. “Prospective Cohort Pilot Study of 2-Visit CAD/CAM Monolithic Complete Dentures and Implant-Retained Overdentures: Clinical and Patient-Centered Outcomes.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 115(5): 578–86. doi:10.1016/j.prosdent.2015.10.023.
- Bidra, Avinash S., Thomas D. Taylor, and John R. Agar. 2013. “Computer-Aided Technology for Fabricating Complete Dentures: Systematic Review of Historical Background, Current Status, and Future Perspectives.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 109(6): 361–66. doi:10.1016/S0022-3913(13)60318-2.
- Bollen, C. M., P. Lambrechts, and M. Quirynen. 1997. “Comparison of Surface

- Roughness of Oral Hard Materials to the Threshold Surface Roughness for Bacterial Plaque Retention: A Review of the Literature.” *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials 13(4): 258–69. doi:10.1016/s0109-5641(97)80038-3.
- Borchers, L., F. Tavassol, and H. Tschernitschek. 1999. “Surface Quality Achieved by Polishing and by Varnishing of Temporary Crown and Fixed Partial Denture Resins.” *The Journal of prosthetic dentistry* 82(5): 550–56. doi:10.1016/S0022-3913(99)70053-3.
- Braun, K. O., J. A.N. Mello, R. N. Rached, and Altair Antoninha Del Bel Cury. 2003. “Surface Texture and Some Properties of Acrylic Resins Submitted to Chemical Polishing.” *Journal of Oral Rehabilitation* 30(1): 91–98. doi:10.1046/j.1365-2842.2003.00997.x.
- Budtz-Jørgensen, Ejvind. 1979. “Materials and Methods for Cleaning Dentures.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 42(6): 619–23. doi:10.1016/0022-3913(79)90190-2.
- Çakmak, Gülce, Julia Anouk Hess, Mustafa Borga Dönmez, Deniz Yılmaz, Abdulaziz Alhotan, Martin Schimmel, Anne Peutzfeldt, and Burak Yılmaz. 2023. “Effect of Polishing and Denture Cleansers on the Surface Roughness of New-Generation Denture Base Materials and Their Color Change after Cleansing.” *Journal of Prosthodontics*: 1–8. doi:10.1111/jopr.13755.
- Çalikkocaoğlu, S. (2000). 2000. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan)*. 3rd ed. İstanbul: T.C. Yeditepe Üniversitesi Yayınları.
- Campanha, Nara Hellen, Ana Cláudia Pavarina, Janaina Habib Jorge, Carlos Eduardo Vergani, Ana Lucia MacHado, and Eunice Teresinha Giampaolo. 2012. “The Effect of Long-Term Disinfection Procedures on Hardness Property of Resin Denture Teeth.” *Gerodontology* 29(2): 571–76. doi:10.1111/j.1741-2358.2011.00520.x.
- Chand, Yemini Bhavan, Jaideep Mahendra, Nasina Jigeesh, Little Mahendra, Lakshmi Shivasubramanian, and Shareen Babu Perika. 2020. “Comparison of Stress Distribution and Deformation of Four Prosthetic Materials in Full-Mouth

- Rehabilitation with Implants: A Three-Dimensional Finite Element Study.”
Journal of Contemporary Dental Practice 21(11): 1211–16. doi:10.5005/jp-journals-10024-2959.
- Chhabra, Mayank, M. Nanditha Kumar, K. N. RaghavendraSwamy, and H. M. Thippeswamy. 2022. “Flexural Strength and Impact Strength of Heat-Cured Acrylic and 3D Printed Denture Base Resins- A Comparative in Vitro Study.” Journal of Oral Biology and Craniofacial Research 12(1). doi:10.1016/j.jobcr.2021.09.018.
- Choi, Joanne Jung Eun, Caira Ellyse Uy, Rishi Sanjay Ramani, and John Neil Waddell. 2020. “Evaluation of Surface Roughness, Hardness and Elastic Modulus of Nanoparticle Containing Light-Polymerized Denture Glaze Materials.” Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 103: 103601. doi:10.1016/j.jmbbm.2019.103601.
- Costa-Palau, Santiago, Josep Torrents-Nicolas, Magi Brufau-De Barberà, and Josep Cabratosa-Termes. 2014. “Use of Polyetheretherketone in the Fabrication of a Maxillary Obturator Prosthesis: A Clinical Report.” Journal of Prosthetic Dentistry 112(3): 680–82. doi:10.1016/j.prosdent.2013.10.026.
- Da Costa, Juliana, Anne Adams-Belusko, Kelly Riley, and Jack L. Ferracane. 2010. “The Effect of Various Dentifrices on Surface Roughness and Gloss of Resin Composites.” In Journal of Dentistry, , 123–28. doi:10.1016/j.jdent.2010.02.005.
- Crivello, James V., and Elsa Reichmanis. 2014. “Photopolymer Materials and Processes for Advanced Technologies.” Chemistry of Materials 26(1): 533–48. doi:10.1021/cm402262g.
- Denry, I., and J. R. Kelly. 2014. “Emerging Ceramic-Based Materials for Dentistry.” Journal of Dental Research 93(12): 1235–42. doi:10.1177/0022034514553627.
- Dixon, D. L., L. C. Breeding, and T. A. Faler. 1999. “Microwave Disinfection of Denture Base Materials Colonized with Candida Albicans.” The Journal of prosthetic dentistry 81(2): 207–14. doi:10.1016/S0022-3913(99)70250-7.
- Donovan, Terry E., and George C. Cho. 2003. “Esthetic Considerations with

- Removable Partial Dentures.” *Journal of the California Dental Association* 31(7): 551–57. doi:10.1080/19424396.2003.12224200.
- Doymuş, Yusuf Şamil. 2021. “Üç Boyutlu Yazıcıyla Üretilmiş Total Protez Kaide Materyallerinde Yapılan Farklı Yüzey İşlemlerinin Renk Stabilitesine Etkisi.” *Hacettepe Üniversitesi*.
- Emmanouil, J. K., P. Kavouras, and Th Kehagias. 2002. “The Effect of Photo-Activated Glazes on the Microhardness of Acrylic Baseplate Resins.” *Journal of Dentistry* 30(1): 7–10. doi:10.1016/S0300-5712(01)00052-5.
- Fan, J. P., C. P. Tsui, C. Y. Tang, and C. L. Chow. 2004. “Influence of Interphase Layer on the Overall Elasto-Plastic Behaviors of HA/PEEK Biocomposite.” *Biomaterials* 25(23): 5363–73. doi:10.1016/j.biomaterials.2003.12.050.
- Fernandez, Monica A., Arthur Nimmo, and Linda S. Behar-Horenstein. 2016. “Digital Denture Fabrication in Pre- and Postdoctoral Education: A Survey of U.S. Dental Schools.” *Journal of Prosthodontics* 25(1): 83–90. doi:10.1111/jopr.12287.
- Di Fiore, Adolfo, Roberto Meneghello, Paola Brun, Stefano Rosso, Alberto Gattazzo, Edoardo Stellini, and Burak Yilmaz. 2022. “Comparison of the Flexural and Surface Properties of Milled, 3D-Printed, and Heat Polymerized PMMA Resins for Denture Bases: An in Vitro Study.” *Journal of Prosthodontic Research* 66(3): 502–8. doi:10.2186/jpr.JPR_D_21_00116.
- Fouassier, Jean Pierre, and Jacques Lalevée. 2012. *Photoinitiators for Polymer Synthesis: Scope, Reactivity and Efficiency*. doi:10.1002/9783527648245.
- Fouda, Shaimaa M., Mohammed M. Gad, Reem Abualsaud, Passent Ellakany, Hamad S. AlRumaih, Soban Q. Khan, Sultan Akhtar, Faisal D. Al-Qarni, and Fahad A. Al-Harbi. 2023. “Flexural Properties and Hardness of CAD-CAM Denture Base Materials.” *Journal of Prosthodontics* 32(4): 279–321. doi:10.1111/jopr.13535.
- Freeman, Rebecca, Srinivas Varanasi, Ian A. Meyers, and Anne L. Symons. 2012. “Effect of Air Abrasion and Thermocycling on Resin Adaptation and Shear Bond Strength to Dentin for an Etch-and-Rinse and Self-Etch Resin Adhesive.”

Dental Materials Journal 31(2). doi:10.4012/dmj.2011-146.

- Freitas, Rodrigo Falcão Carvalho Porto de, Simone Duarte, Sabrina Feitosa, Vinicius Dutra, Wei Shao Lin, Beatriz Helena Dias Panariello, and Adriana da Fonte Porto Carreiro. 2022. “Physical, Mechanical, and Anti-Biofilm Formation Properties of CAD-CAM Milled or 3D Printed Denture Base Resins: In Vitro Analysis.” *Journal of Prosthodontics*. doi:10.1111/jopr.13554.
- Gad, Mohammed M., Shaimaa M. Fouda, Aws S. ArRejaie, and Ahmad M. Al-Thobity. 2019. “Comparative Effect of Different Polymerization Techniques on the Flexural and Surface Properties of Acrylic Denture Bases.” *Journal of Prosthodontics* 28(4): 458–65. doi:10.1111/jopr.12605.
- Gao, Shuai, Shanshan Gao, Baohua Xu, and Haiyang Yu. 2015. “Effects of Different PH-Values on the Nanomechanical Surface Properties of PEEK and CFR-PEEK Compared to Dental Resin-Based Materials.” *Materials* 8(8): 4751–67. doi:10.3390/ma8084751.
- Goiato, Marcelo Coelho, Daniela Micheline Dos Santos, Gabriella Trunckle Baptista, Amália Moreno, Agda Marobo Andreotti, and Stéfán Fiuza De Carvalho Dekon. 2013. “Effect of Thermal Cycling and Disinfection on Microhardness of Acrylic Resin Denture Base.” *Journal of Medical Engineering and Technology* 37(3): 203–7. doi:10.3109/03091902.2013.774444.
- Gomes, Márcia, Josué Ricardo Broilo, Luiz Fernando Walber, Paulo César Armani Maccari, and Rosemary Sadami Arai Shinkai. 2004. “Adaptation of Complete Denture Bases Submitted to Chemical Polishing.” *Journal of Applied Oral Science* 12(4): 322–25. doi:10.1590/s1678-77572004000400013.
- Goodacre, Charles J., Antoanela Garbacea, W. Patrick Naylor, Tony Daher, Christopher B. Marchack, and Jean Lowry. 2012. “CAD/CAM Fabricated Complete Dentures: Concepts and Clinical Methods of Obtaining Required Morphological Data.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 107(1): 34–46. doi:10.1016/S0022-3913(12)60015-8.
- Gungor, Hasan, Mustafa Gundogdu, and Zeynep Yesil Duymus. 2014. “Investigation of the Effect of Different Polishing Techniques on the Surface Roughness of

- Denture Base and Repair Materials.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 112(5): 1271–77. doi:10.1016/j.prosdent.2014.03.023.
- Han, Weili, Yanfeng Li, Yue Zhang, Yuan Lv, Ying Zhang, Ping Hu, Huanyue Liu, Zheng Ma, and Yi Shen. 2017. “Design and Fabrication of Complete Dentures Using CAD/CAM Technology.” *Medicine (United States)* 96(1). doi:10.1097/MD.00000000000005435.
- Hardiman, Katie. 2019. “Post-Processing Considerations for Biomedical 3D Printing of Polymers.” In *Polymer-Based Additive Manufacturing*, , 219–41. doi:10.1007/978-3-030-24532-0_10.
- Helal, Mohamed A., Ahmed Fadel-Alah, Yasser M. Baraka, Mohammed M. Gad, and Abdel Naser M. Emam. 2022. “In-Vitro Comparative Evaluation for the Surface Properties and Impact Strength of CAD/CAM Milled, 3D Printed, and Polyamide Denture Base Resins.” *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry* 12(1). doi:10.4103/jispcd.JISPCD_293_21.
- Hervás-García, Adela, Miguel Angel Martínez-Lozano, Jose Cabanes-Vila, Amaya Barjau-Escribano, and Pablo Fos-Galve. 2006. “Composite Resins. A Review of the Materials and Clinical Indications.” *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal* 11(2).
- İnan HY, Pamir ADTD. “Tam Protezlerde Kullanılan Farklı Kaide Materyallerinin Yüzey Pürüzlülüğü, Yüzey Islanabilirliği ve Mikroorganizma Tutunması Yönünden in Vitro İncelenmesi.” *Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi*.
- Infante, Luis, Burak Yilmaz, Edwin McGlumphy, and Israel Finger. 2014. “Fabricating Complete Dentures with CAD/CAM Technology.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 111(5): 351–55. doi:10.1016/j.prosdent.2013.10.014.
- Işeri, Ufuk, Altay Uludamar, and Yasemin Kulak Ozkan. 2011. “Effectiveness of Different Cleaning Agents on the Adherence of *Candida Albicans* to Acrylic Denture Base Resin.” *Gerodontology* 28(4): 271–76. doi:10.1111/j.1741-2358.2010.00379.x.
- J., Kenneth. 2003. “Anusavice: Phillips. *Science of Dental Materials*.” Saunders 11

Ed. 33(3): 596.

- Jain, Saurabh, Mohammed Sayed, Walaa Magdy Ahmed, Amjad Hussain Asiri Halawi, Naif Mohammed Ahmed Najmi, Aparna Aggarwal, Shilpa Bhandi, and Shankargouda Patil. 2021. "Correction: Jain et Al. An in-Vitro Study to Evaluate the Effect of Denture Cleansing Agents on Color Stability of Denture Bases Fabricated Using Cad/Cam Milling, 3d-Printing and Conventional Techniques. Coatings 2021, 11, 962." Coatings 11(10): 1–14. doi:10.3390/coatings11101177.
- Janeva, Nadica Mihajlo, Gordana Kovacevska, Saso Elencevski, Sanja Panchevska, Aneta Mijoska, and Bisera Lazarevska. 2018. "Advantages of Cad/Cam versus Conventional Complete Dentures-a Review." Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences 6(8): 1498–1502. doi:10.3889/oamjms.2018.308.
- Jedynakiewicz, N. M., and N. Martin. 2001. "CEREC: Science, Research, and Clinical Application." Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995) 22(6 Suppl): 7–13.
- John M. Powers, John C. Wataha. 2015. "Dental Materials - E-Book: Foundations and Applications." In Elsevier Health Sciences, 15–27.
- Joniot, S. B., G. L. Grégoire, A. M. Auther, and Y. M. Roques. 2000. "Three-Dimensional Optical Profilometry Analysis of Surface States Obtained after Finishing Sequences for Three Composite Resins." Operative dentistry 25(4): 311–15.
- Joniot, Sabine, Jean Pierre Salomon, Jacques Dejou, and Geneviève Grégoire. 2006. "Use of Two Surface Analyzers to Evaluate the Surface Roughness of Four Esthetic Restorative Materials after Polishing." Operative Dentistry 31(1): 39–46. doi:10.2341/04-166.
- Kakaboura, A., M. Fragouli, C. Rahiotis, and N. Silikas. 2007. "Evaluation of Surface Characteristics of Dental Composites Using Profilometry, Scanning Electron, Atomic Force Microscopy and Gloss-Meter." In Journal of Materials Science: Materials in Medicine, , 155–63. doi:10.1007/s10856-006-0675-8.
- Kanie, T., K. Fujii, H. Arikawa, and K. Inoue. 2000. "Flexural Properties and Impact

- Strength of Denture Base Polymer Reinforced with Woven Glass Fibers.” *Dental Materials* 16(2). doi:10.1016/S0109-5641(99)00097-4.
- Kattadiyil, Mathew T., Rami Jekki, Charles J. Goodacre, and Nadim Z. Baba. 2015. “Comparison of Treatment Outcomes in Digital and Conventional Complete Removable Dental Prosthesis Fabrications in a Predoctoral Setting.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114(6): 818–25. doi:10.1016/j.prosdent.2015.08.001.
- Kawaguchi, Tomohiro, Lippo V.J. Lassila, Hirono Baba, Shu Tashiro, Ipppei Hamanaka, Yutaka Takahashi, and Pekka K. Vallittu. 2020. “Effect of Cellulose Nanofiber Content on Flexural Properties of a Model, Thermoplastic, Injection-Molded, Polymethyl Methacrylate Denture Base Material.” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 102: 103–513. doi:10.1016/j.jmbbm.2019.103513.
- Kawaguchi, Tomohiro, Lippo V.J. Lassila, Hirono Sasaki, Yutaka Takahashi, and Pekka K. Vallittu. 2014. “Effect of Heat Treatment of Polymethyl Methacrylate Powder on Mechanical Properties of Denture Base Resin.” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 39: 73–78. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.07.012.
- Khaledi, Amir Alireza, Mitra Farzin, Marzieh Akhlaghian, Soheil Pardis, and Negar Mir. 2020. “Evaluation of the Marginal Fit of Metal Copings Fabricated by Using 3 Different CAD-CAM Techniques: Milling, Stereolithography, and 3D Wax Printer.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 124(1): 81–86. doi:10.1016/j.prosdent.2019.09.002.
- Khan, Abdul Samad, Maria Tahir Azam, Maria Khan, Salman Aziz Mian, and Ihtesham Ur Rehman. 2015. “An Update on Glass Fiber Dental Restorative Composites: A Systematic Review.” *Materials Science and Engineering C* 47: 26–39. doi:10.1016/j.msec.2014.11.015.
- Kim, Dohyun, Ji Suk Shim, Dasun Lee, Seung Ho Shin, Na Eun Nam, Kyu Hyung Park, June Sung Shim, and Jong Eun Kim. 2020. “Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials.” *Polymers* 12(11): 2762. doi:10.3390/polym12112762.

- Kökçü, Deniz, and Murat Yenisey. 2019. "Protez Kaide Materyallerinde Farklı Polisaj Yöntemlerinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Bakteriyel Kolonizasyon Üzerine Etkilerinin İncelenmesi." *Selcuk Dent J* 6(3): 286–96.
- Konchada, Jagadish, Suma Karthigeyan, Syed Asharaf Ali, R. Venkateshwaran, Ramesh Amirisetty, and Anurag Dani. 2013. "Effect of Simulated Microwave Disinfection on the Mechanical Properties of Three Different Types of Denture Base Resins." *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 7(12): 3051. doi:10.7860/JCDR/2013/7376.3850.
- Köroğlu, Aysegül, Onur Sahin, Doğu Ömür Dede, and Burak Yılmaz. 2016. "Effect of Different Surface Treatment Methods on the Surface Roughness and Color Stability of Interim Prosthodontic Materials." *Journal of Prosthetic Dentistry* 115(4): 447–55. doi:10.1016/j.prosdent.2015.10.005.
- Kreplak, Laurent, Karsten Richter, Ueli Aebi, and Harald Herrmann. 2008. "Chapter 15 Electron Microscopy of Intermediate Filaments: Teaming up with Atomic Force and Confocal Laser Scanning Microscopy." *Methods in Cell Biology* 88: 273–97. doi:10.1016/S0091-679X(08)00415-9.
- Krishna Alla, Rama, KN Raghavendra Swamy, Rama Krishna Alla Scholar, Raghavendra KN Swamy Professor, Ritu Vyas, Anusha Konakanchi, Correspondence Rama Krishna Alla Scholar, and Raghavendra KN Swamy. 2015. "Conventional and Contemporary Polymers for the Fabrication of Denture Prosthesis: Part I-Overview, Composition and Properties." *International Journal of Applied Dental Sciences* 1(4): 82–89.
- Kuhar, Milan, and Nenad Funduk. 2005. "Effects of Polishing Techniques on the Surface Roughness of Acrylic Denture Base Resins." *Journal of Prosthetic Dentistry* 93(1): 76–85. doi:10.1016/j.prosdent.2004.10.002.
- Kulak-Ozkan, Y., E. Kazazoglu, and A. Arikan. 2002. "Oral Hygiene Habits, Denture Cleanliness, Presence of Yeasts and Stomatitis in Elderly People." *Journal of Oral Rehabilitation* 29(3): 300–304. doi:10.1046/j.1365-2842.2002.00816.x.
- Kutz, M. 2002. *Handbook of Materials Selection Handbook of Materials Selection*. Wiley. doi:10.1002/9780470172551.

- Lesniak, Robert Matthew. 2018. "Experimental 4-Step Braided Glass Fiber Reinforced Composite For Dental CAD/CAM Applications." The University Of British Columbia.
- Lima, A.F., G.P. Soares, P.H. Vasconcellos, G.M.B. Ambrosano, G.M. Marchi, J.R. Lovadino, and F.H.B. Aguiar. 2011. "Effect of Surface Sealants on Microleakage of Class Ii Restorations after Thermocycling and Long-Term Water Storage." *Journal of Adhesive Dentistry* 13(3). doi:10.3290/j.jad.a19242.
- Liu, Qingbin, Ming C. Leu, and Stephen M. Schmitt. 2006. "Rapid Prototyping in Dentistry: Technology and Application." *International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 29(3–4): 317–35. doi:10.1007/s00170-005-2523-2.
- Luo, Jiancheng, Zoriana Demchuk, Xiao Zhao, Tomonori Saito, Ming Tian, Alexei P. Sokolov, and Peng Fei Cao. 2022. "Elastic Vitrimers: Beyond Thermoplastic and Thermoset Elastomers." *Matter* 5(5): 1391–1422. doi:10.1016/j.matt.2022.04.007.
- Ma, Rui, and Tingting Tang. 2014. "Current Strategies to Improve the Bioactivity of PEEK." *International Journal of Molecular Sciences* 15(4): 5426–45. doi:10.3390/ijms15045426.
- Mandikos, Michael N., Glen P. McGivney, Elaine Davis, Peter J. Bush, and J. Malcolm Carter. 2001. "A Comparison of the Wear Resistance and Hardness of Indirect Composite Resins." *Journal of Prosthetic Dentistry* 85(4): 386–95. doi:10.1067/mpr.2001.114267.
- Masood, S. H., W. Rattanawong, and P. Iovenitti. 2003. "A Generic Algorithm for a Best Part Orientation System for Complex Parts in Rapid Prototyping." *Journal of Materials Processing Technology* 139(1-3 SPEC): 110–16. doi:10.1016/S0924-0136(03)00190-0.
- McCabe, J.F. 1999. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Çeviri:Emine Nayır)*. 7th ed. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi.
- McCabe, John F., and Angus Walls. 2008. *Blackwell Pub Applied Dental Materials* [9th Ed].
- Miyazaki, Takashi, Yasuhiro Hotta, Jun Kunii, Soichi Kuriyama, and Yukimichi

- Tamaki. 2009. "A Review of Dental CAD/CAM: Current Status and Future Perspectives from 20 Years of Experience." *Dental Materials Journal* 28(1): 44–56. doi:10.4012/dmj.28.44.
- Nabeel Seryoka Martani, Berivan Nawzad Hadi. 2023. "Investigating The Effect of Trinia and Zirconia Implant Supported Fixed Partial Denture On Stress Distribution in Peripheral Bone: A Three Dimensional Finite Element Modeling." *Eurasian Journal of Science and Engineering* 9(1): 252–59. doi:10.23918/eajse.v9i1p252.
- Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. 2016. "Applications of Polyether Ether Ketone (PEEK) in Oral Implantology and Prosthodontics." *J Prosthodont Res* 60(1): 12–19.
- Neumann, Eduardo Aloisio Fleck, Cristina Cunha Villar, and Fabiana Mantovani Gomes França. 2014. "Fracture Resistance of Abutment Screws Made of Titanium, Polyetheretherketone, and Carbon Fiber-Reinforced Polyetheretherketone." *Brazilian oral research* 28(1): 1–5. doi:10.1590/1807-3107bor-2014.vol28.0028.
- Nguyen, Jean Franois, Véronique Migonney, N. Dorin Ruse, and Michaël Sadoun. 2012. "Resin Composite Blocks via High-Pressure High-Temperature Polymerization." *Dental Materials* 28(5): 529–34. doi:10.1016/j.dental.2011.12.003.
- Nieminen, Tuomo, Ilkka Kallela, Erkki Wuolijoki, Heikki Kainulainen, Ilmari Hiidenheimo, and Immo Rantala. 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): 377–83. doi:10.1002/jbm.a.31310.
- Nikawa, H, T Hamada, and H Yamashiro. 1999. "A Review of in Vitro and in Vivo Methods to Evaluate Yhe Efficacy of Denture Cleansers." *J Int Prosthodont* (12): 53–159.
- Nishii, M. 1968. "Curing of Denture Base Resins with Microwave Irradiation: With Particular Reference to Heat-Curing Resins." *Journal of Osaka Dental*

University 2(1): 23–40.

“No Titleas.” <https://www.iso.org/standard/20266.html>.

Van Noort, Richard, and Michele Barbour. 2013. Introduction to Dental Materials - E-Book Introduction to Dental Materials - E-Book.

O’Brien, William J. 2002. “Selection Dental Materials and Their Selection, Fourth Edition.” In Ph.D. Thesis, University of Michigan, United States, , 425.

De Oliveira, V. M.B., B. L.T. Léon, A. A. Del Bel Cury, and S. Consani. 2003. “Influence of Number and Position of Flasks in the Monomer Release, Knoop Hardness and Porosity of a Microwave-Cured Acrylic Resin.” *Journal of Oral Rehabilitation* 30(11): 1104–8. doi:10.1046/j.1365-2842.2003.01195.x.

“Optiglaze Color Safety Data Sheet, GC Corporation, Tokyo, Japan.”

Orsi, Iara Augusta, and Vanessa Gomes Andrade. 2004. “Effect of Chemical Disinfectants on the Transverse Strength of Heat-Polymerized Acrylic Resins Submitted to Mechanical and Chemical Polishing.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 92(4): 382–88. doi:10.1016/j.prosdent.2004.07.015.

Özden, Safa, and Hakan Demir. 2020. “Polieter Eter Keton (Peek) Diş Hekimliğinde Yükselen Materyal.” *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi* 2(2): 76–85.

Ozyilmaz, Ozgun Yusuf, and Ceyda Akin. 2019. “Effect of Cleansers on Denture Base Resins’ Structural Properties.” *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials* 17(1). doi:10.1177/2280800019827797.

Panayotov, Ivan Vladislavov, Valérie Orti, Frédéric Cuisinier, and Jacques Yachouh. 2016. “Polyetheretherketone (PEEK) for Medical Applications.” *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 27(7): 1–11. doi:10.1007/s10856-016-5731-4.

Peng, Pei Wen, Ching Ying Hsu, Huei Yu Huang, Jen Chih Chao, and Wei Fang Lee. 2022. “Trueness of Removable Partial Denture Frameworks Additively Manufactured with Selective Laser Melting.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 127(1). doi:10.1016/j.prosdent.2020.06.035.

- Perea-Lowery, Leila, Irene K. Minja, Lippo Lassila, Ravikumar Ramakrishnaiah, and Pekka K. Vallittu. 2021. "Assessment of CAD-CAM Polymers for Digitally Fabricated Complete Dentures." *Journal of Prosthetic Dentistry* 125(1): 175–81. doi:10.1016/j.prosdent.2019.12.008.
- Pero, Ana Carolina, Débora Barros Barbosa, Juliê Marra, Adhemar Colla Ruvolo-Filho, and Marco Antonio Compagnoni. 2008. "Influence of Microwave Polymerization Method and Thickness on Porosity of Acrylic Resin." *Journal of Prosthodontics* 17(2): 125–29. doi:10.1111/j.1532-849X.2007.00264.x.
- Phillips, RW. 1991. *Science of Dental Materials*. 9th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co.
- Piedra-Cascón, Wenceslao, Vinayak R. Krishnamurthy, Wael Att, and Marta Revilla-León. 2021. "3D Printing Parameters, Supporting Structures, Slicing, and Post-Processing Procedures of Vat-Polymerization Additive Manufacturing Technologies: A Narrative Review." *Journal of Dentistry* 109: 103630. doi:10.1016/j.jdent.2021.103630.
- Prpić, Vladimir, Zdravko Schauperl, Amir Ćatić, Nikša Dulčić, and Samir Čimić. 2020. "Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials." *Journal of Prosthodontics* 29(6): 524–28. doi:10.1111/jopr.13175.
- Quan, Haoyuan, Ting Zhang, Hang Xu, Shen Luo, Jun Nie, and Xiaoqun Zhu. 2020. "Photo-Curing 3D Printing Technique and Its Challenges." *Bioactive Materials* 5(1): 110–15. doi:10.1016/j.bioactmat.2019.12.003.
- Quirynen, M., C. M.L. Bollen, A. Schotte, M. Marechal, D. van Steenberghe, H. C. van der Mei, G. I. Doornbusch, H. J. Busscher, and I. Naert. 1993. "An in Vivo Study of the Influence of the Surface Roughness of Implants on the Microbiology of Supra- and Subgingival Plaque." *Journal of Dental Research* 72(9): 1304–9. doi:10.1177/00220345930720090801.
- Quirynen, M., M. Marechal, H. J. Busscher, A. H. Weerkamp, P. L. Darius, and D. van Steenberghe. 1990. "The Influence of Surface Free Energy and Surface Roughness on Early Plaque Formation: An in Vivo Study in Man." *Journal of*

- Clinical Periodontology 17(3): 138–44. doi:10.1111/j.1600-051X.1990.tb01077.x.
- Rahal, J. S., M. F. Mesquita, G. E.P. Henriques, and M. A.A. Nóbilo. 2004. “Surface Roughness of Acrylic Resins Submitted to Mechanical and Chemical Polishing.” *Journal of Oral Rehabilitation* 31(11): 1075–79. doi:10.1111/j.1365-2842.2004.01344.x.
- Rahma Alammari, Manal. 2017. “The Influence of Polishing Techniques on Pre-Polymerized CAD\CAM Acrylic Resin Denture Bases.” *Electronic Physician* 9(10): 5452–58. doi:10.19082/5452.
- Rawlings, R. D., J. P. Wu, and A. R. Boccaccini. 2006. “Glass-Ceramics: Their Production from Wastes-A Review.” *Journal of Materials Science* 41(3): 733–61. doi:10.1007/s10853-006-6554-3.
- Rea, Massimiliano, Sara Ricci, Paolo Ghensi, Niklaus P. Lang, Daniele Botticelli, and Claudio Soldini. 2017. “Marginal Healing Using Polyetheretherketone as Healing Abutments: An Experimental Study in Dogs.” *Clinical Oral Implants Research* 28(7): 46–50. doi:10.1111/clr.12854.
- Revilla-León, Marta, and Mutlu Özcan. 2019. “Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry.” *Journal of Prosthodontics* 28(2): 146–58. doi:10.1111/jopr.12801.
- RG, Craig. 1997. “Prosthetic Applications of Polymers.” In *Mosby-Yearbook*.
- Roberson, Theodore M, Harald O Heymann, and Junior Edward Swift. 2014. 30 *Photodermatology Photoimmunology and Photomedicine Sturdevant’s Art&Science of Operative Dentistry*.
- Rolf Ewers, Paolo Perpetuini, Vincent J. Morgan, Mauro Marincola, Richard Wu &, and Rudolf Seemann. 2017. “TRINIA™— Metal-Free Restorations.”
- da Rosa Rodolpho, Paulo Antônio, Maximiliano Sérgio Cenci, Tiago Aurélio Donassollo, Alessandro Dourado Loguércio, and Flávio Fernando Demarco. 2006. “A Clinical Evaluation of Posterior Composite Restorations: 17-Year Findings.” *Journal of Dentistry* 34(7): 427–35. doi:10.1016/j.jdent.2005.09.006.

- Sahin, Sezgi Cinel, and Lamia Mutlu Sağesen. 2024. "Effects of Polishing Protocols on the Surface Roughness and Color Stability of Polyetheretherketone (PEEK)." *European Oral Research* 58(1): 1–7. doi:10.26650/eor.20231066580.
- Şahin, Z, G ERGUN, AS Ataol - Mersin Üniversitesi Sağlık Bilimleri, and undefined. 2021. "CAD/CAM Ile Üretilmiş PEEK ve PMMA Ile Geleneksel Protez Kaide Materyallerinin Bazı Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılması." *dergipark.org.tr*. <https://dergipark.org.tr/en/pub/mersinsbd/issue/64896/926864> (March 12, 2024).
- ŞAHİN, Zeynep, Gülfem ERGÜN, Ayşe Seda ATAOL, and Salih ERGÖÇEN. 2022. "Evaluation of Some Mechanical Properties of CAD/CAM Polymers (PEEK/PMMA) and Conventional PMMA Materials: An In Vitro Study." *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 28(1). doi:10.5336/dentalsci.2021-83103.
- Sakaguchi, Ronald, and John Powers. 2012. *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier Health Sciences. doi:10.1016/C2010-0-65754-3.
- El Samahy, Marwa M., Ahmed M. Abdelhamid, Sonia M. El Shabrawy, and Kenda I. Hanno. 2023. "Evaluation of Physicomechanical Properties of Milled versus 3D-Printed Denture Base Resins: A Comparative in Vitro Study." *Journal of Prosthetic Dentistry* 129(5). doi:10.1016/j.prosdent.2023.03.017.
- Sanders, J L, B Levin, and P V Reitz. 1991. "Comparison of the Adaptation of Acrylic Resin Cured by Microwave Energy and Conventional Water Bath." *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985) 22(3).
- Saponaro, Paola C., Burak Yilmaz, Reza H. Heshmati, and Edwin A. McGlumphy. 2016. "Clinical Performance of CAD-CAM-Fabricated Complete Dentures: A Cross-Sectional Study." *Journal of Prosthetic Dentistry* 116(3): 431–35. doi:10.1016/j.prosdent.2016.03.017.
- Sasuga, Tsuneo, and Miyuki Hagiwara. 1987. "Radiation Deterioration of Several Aromatic Polymers under Oxidative Conditions." *Polymer* 28(11): 1915–21. doi:10.1016/0032-3861(87)90300-4.

- Schmidlin, Patrick R., Bogna Stawarczyk, Marco Wieland, Thomas Attin, Christoph H.F. Hämmerle, and Jens Fischer. 2010. "Effect of Different Surface Pre-Treatments and Luting Materials on Shear Bond Strength to PEEK." *Dental Materials* 26(6): 553–59. doi:10.1016/j.dental.2010.02.003.
- Schneider, Luis Felipe J., Larissa Maria Cavalcante, and Nick Silikas. 2010. "Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review." *Journal of Dental Biomechanics* 1(1): 2010. doi:10.4061/2010/131630.
- Schweiger, J., J. Stumbaum, D. Edelhoff, and J.-F. Güth. 2018. "Systematics and Concepts for the Digital Production of Complete Dentures: Risks and Opportunities | Systematik Und Konzepte Zur Digitalen Herstellung von Totalprothesen - Chancen Und Risiken." *International Journal of Computerized Dentistry* 21(1): 41–56.
- Schweiger, Josef, Daniel Edelhoff, and Jan Frederik Güth. 2021. "3d Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing." *Journal of Clinical Medicine* 10(9): 2010. doi:10.3390/jcm10092010.
- Sesma, Newton, Dalva Cruz Laganá, Susana Morimoto, and Carlos Gil. 2005. "Effect of Denture Surface Glazing on Denture Plaque Formation." *Brazilian Dental Journal* 16(2): 129–34. doi:10.1590/s0103-64402005000200008.
- Shay, Kenneth. 2000. "Denture Hygiene: A Review and Update." *Journal of Contemporary Dental Practice* 1(2): 28–41. doi:10.5005/jcdp-1-2-36.
- Shen, C, NS Javid, and Colaizzi F. 1989. "The Effect of Gluteraldehyde Base Disinfectants on Denture Base Reins." *J Prosthet Dent* (61): 583–89.
- Shrivastava, Spardha P., Rajani Dable, AP Nirmal Raj, Puneet Mutneja, Sparsh B. Srivastava, Merazul Haque, and Raouf Wahab Ali. 2021. "Comparison of Mechanical Properties of PEEK and PMMA: An In Vitro Study." *Journal of Contemporary Dental Practice* 22(2): 179–83. doi:10.5005/jp-journals-10024-3077.
- Siewert, B; Parra, M; 2013. "A New Group of Material in Dentistry." *The effects of*

- brief mindfulness intervention on acute pain experience: An examination of individual difference 29(2): 148–59.
- Söderholm, Karl Johan, and Angelo Mariotti. 1999. “BIS-GMA-Based Resins in Dentistry: Are They Safe?” *Journal of the American Dental Association* 130(2): 201–9. doi:10.14219/jada.archive.1999.0169.
- Soh, M. S., and Adrian U.J. Yap. 2004. “Influence of Curing Modes on Crosslink Density in Polymer Structures.” *Journal of Dentistry* 32(4): 321–26. doi:10.1016/j.jdent.2004.01.012.
- Srinivasan, Murali, Harald Gjengedal, Maria Cattani-Lorente, Mira Moussa, Stéphane Durual, Martin Schimmel, and Frauke Müller. 2018. “CAD/CAM Milled Complete Removable Dental Prostheses: An in Vitro Evaluation of Biocompatibility, Mechanical Properties, and Surface Roughness.” *Dental Materials Journal* 37(4): 452–57. doi:10.4012/dmj.2017-207.
- Srinivasan, Murali, Martin Schimmel, Manuel Naharro, Ciaran O’ Neill, Gerald McKenna, and Frauke Müller. 2019. “CAD/CAM Milled Removable Complete Dentures: Time and Cost Estimation Study.” *Journal of Dentistry* 80: 75–79. doi:10.1016/j.jdent.2018.09.003.
- Staniland, P. A., C. J. Wilde, F. A. Bottino, G. Di Pasquale, A. Pollicino, and A. Recca. 1992. “Synthesis, Characterization and Study of the Thermal Properties of New Polyarylene Ethers.” *Polymer* 33(9): 1976–81. doi:10.1016/0032-3861(92)90503-O.
- Stansbury, Jeffrey W., and Mike J. Idacavage. 2016. “3D Printing with Polymers: Challenges among Expanding Options and Opportunities.” In *Dental Materials*, , 54–64. doi:10.1016/j.dental.2015.09.018.
- Stawarczyk, B., N. Bähr, F. Beuer, T. Wimmer, M. Eichberger, W. Gernet, D. Jahn, and P. R. Schmidlin. 2014. “Influence of Plasma Pretreatment on Shear Bond Strength of Self-Adhesive Resin Cements to Polyetheretherketone.” *Clinical Oral Investigations* 18(1): 163–70. doi:10.1007/s00784-013-0966-7.
- Steinmassl, Otto, Herbert Dumfahrt, Ingrid Grunert, and Patricia Anca Steinmassl. 2018. “CAD/CAM Produces Dentures with Improved Fit.” *Clinical Oral*

- Investigations 22(8): 2829–35. doi:10.1007/s00784-018-2369-2.
- Steinmassl, Patricia Anca, Verena Wiedemair, Christian Huck, Florian Klaunzer, Otto Steinmassl, Ingrid Grunert, and Herbert Dumfahrt. 2017. “Do CAD/CAM Dentures Really Release Less Monomer than Conventional Dentures?” *Clinical Oral Investigations* 21(5): 1697–1705. doi:10.1007/s00784-016-1961-6.
- Strub, Joerg R., E. Dianne Rekow, and Siegbert Witkowski. 2006. “Computer-Aided Design and Fabrication of Dental Restorations: Current Systems and Future Possibilities.” *Journal of the American Dental Association* 137(9): 1289–96. doi:10.14219/jada.archive.2006.0389.
- Technologies ACFoA. 2015. “Standard Terminology for Additive Manufacturing – General Principles – Terminology.” ASTM International i.
- Tuna, Suleyman Hakan, Filiz Keyf, Hasan Onder Gumus, and Cengiz Uzun. 2008. “The Evaluation of Water Sorption/Solubility on Various Acrylic Resins.” *European Journal of Dentistry* 02(03): 191–92. doi:10.1055/s-0039-1697377.
- Ulusoy M, AK A. 2003. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
- Ulusoy, Mutahhar, Nuran Ulusoy, and A. Kevser Aydin. 1986. “An Evaluation of Polishing Techniques on Surface Roughness of Acrylic Resins.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 56(1): 107–12. doi:10.1016/0022-3913(86)90292-1.
- Unkovskiy, Alexey, Eugen Wahl, Anne Teresa Zander, Fabian Huettig, and Sebastian Spintzyk. 2019. “Intraoral Scanning to Fabricate Complete Dentures with Functional Borders: A Proof-of-Concept Case Report.” *BMC Oral Health* 19(1): 1–7. doi:10.1186/s12903-019-0733-5.
- Vaezi, Mohammad, Srisit Chianrabutra, Brian Mellor, and Shoufeng Yang. 2013. “Multiple Material Additive Manufacturing - Part 1: A Review: This Review Paper Covers a Decade of Research on Multiple Material Additive Manufacturing Technologies Which Can Produce Complex Geometry Parts with Different Materials.” *Virtual and Physical Prototyping* 8(1): 19–50. doi:10.1080/17452759.2013.778175.
- Vallittu, P. K. 1998. “Some Aspects of the Tensile Strength of Unidirectional Glass

- Fibre-Polymethyl Methacrylate Composite Used in Dentures.” *Journal of Oral Rehabilitation* 25(2): 100–105. doi:10.1046/j.1365-2842.1998.00235.x.
- Vallittu, Pekka K. 2015. “High-Aspect Ratio Fillers: Fiber-Reinforced Composites and Their Anisotropic Properties.” *Dental Materials* 31(1): 1–7. doi:10.1016/j.dental.2014.07.009.
- Vallittu, Pekka, and Jukka Matinlinna. 2017. “Types of FRCs Used in Dentistry.” In *Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*, doi:10.1016/B978-0-08-100607-8.00002-2.
- Wang, Linda, Paulo Henrique Perlatti D’Alpino, Lawrence Gonzaga Lopes, and José Carlos Pereira. 2003. “Mechanical Properties of Dental Restorative Materials: Relative Contribution of Laboratory Tests.” *Journal of Applied Oral Science* 11(3): 162–67. doi:10.1590/s1678-77572003000300002.
- Wang, Yun Ju, Tien Min G. Chu, and Wei Shao Lin. 2022. “Translucency Parameter and Color Masking Ability of CAD-CAM Denture Base Materials against Metal Substrates.” *Journal of Prosthodontics*. doi:10.1111/jopr.13581.
- Whitehead, S. A., A. C. Shearer, D. C. Watts, and N. H.F. Wilson. 1995. “Comparison of Methods for Measuring Surface Roughness of Ceramic.” *Journal of Oral Rehabilitation* 22(6): 421–27. doi:10.1111/j.1365-2842.1995.tb00795.x.
- Williams, David. 2008. “Polyetheretherketone for Long-Term Implantable Devices.” *Medical device technology* 19(1).
- Wu, Lifang, Lidong Zhao, Meng Jian, Yuxin Mao, Miao Yu, and Xiaohua Guo. 2018. “EHMP-DLP: Multi-Projector DLP with Energy Homogenization for Large-Size 3D Printing.” *Rapid Prototyping Journal* 24(9). doi:10.1108/RPJ-04-2017-0060.
- Yao N, Wang ZL. 2005. *Springer Handbook of Microscopy for Nanotechnology*. doi:10.1016/s1369-7021(05)71039-7.
- Yao, Qianqian, Dean Morton, George J. Eckert, and Wei Shao Lin. 2021. “The Effect of Surface Treatments on the Color Stability of CAD-CAM Interim Fixed Dental Prostheses.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 126(2). doi:10.1016/j.prosdent.2020.05.017.

- Yatabe, M., H. Seki, N. Shirasu, and M. Sone. 2001. "Effect of the Reducing Agent on the Oxygen-Inhibited Layer of the Cross-Linked Reline Material." *Journal of Oral Rehabilitation* 28(2): 180–185. doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00634.x.
- Yuan, Bo, Qinwen Cheng, Rui Zhao, Xiangdong Zhu, Xiao Yang, Xi Yang, Kai Zhang, Yueming Song, and Xingdong Zhang. 2018. "Comparison of Osteointegration Property between PEKK and PEEK: Effects of Surface Structure and Chemistry." *Biomaterials* 170: 116–76. doi:10.1016/j.biomaterials.2018.04.014.
- Zafar, Muhammad Sohail. 2020. "Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update." *Polymers* 12(10): 2299. doi:10.3390/polym12102299.
- Zaimoglu, A, G Can, E Ersoy, and L Aksu. 1993. 17 Ankara Universitesi Dis Hekimligi Fakultesi yaymlan sayi Dis Hekimliginde Maddeler Bilgisi.
- Zguris, Zachary. 2016. "How Mechanical Properties of Stereolithography 3D Prints Are Affected by UV Curing." *Formlabs White Paper*: 1–11.
- Zoidis, Panagiotis, Eleonora Bakiri, Ioannis Papathanasiou, and Anastasia Zappi. 2017. "Modified PEEK as an Alternative Crown Framework Material for Weak Abutment Teeth: A Case Report." *General Dentistry* 65(5): 37–40.
- Zoidis, Panagiotis, Eleonora Bakiri, and Gregory Polyzois. 2017. "Using Modified Polyetheretherketone (PEEK) as an Alternative Material for Endocrown Restorations: A Short-Term Clinical Report." *Journal of Prosthetic Dentistry* 117(3): 335–39. doi:10.1016/j.prosdent.2016.08.009.
- Zoidis, Panagiotis, Ioannis Papathanasiou, and Gregory Polyzois. 2016. "The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report." *Journal of Prosthodontics* 25(7): 580–84. doi:10.1111/jopr.12325.