



**T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI SIVILARDA BEKLETİLEN ÜÇ
FARKLI PROTEZ KAİDE
MATERYALİNİN TERMAL SİKLUS
UYGULANARAK RENK STABİLİTESİ VE
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN
KARŞILAŞTIRILMASI**

ÖYKÜ PIRNAR YILMAZ

**TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ SİBEL DİKİCİER**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**DOKTORA TEZİ
OCAK/2023**

İTHAF

“Aileme ithaf ediyorum”

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca akademik ve mesleki engin bilgi ve deneyimi ile bana yol gösteren, üzerimde emeği olan ve tez çalışmamın tüm aşamalarında desteğini esirgemeyen her zaman öğrencisi olmaktan mutluluk duyduğum değerli hocam ve tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Sibel DİKİCİER'e,

Eğitim sürecim boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden başta Prof. Dr. Arzu ATAY' ve Dr. Öğr. Üyesi Cumhur KORKMAZ olmak üzere tüm fakültemiz öğretim üyelerine, Doktora eğitimimin ilk gününden itibaren bana manevi olarak destek olan ve zorluklar karşısında yalnız bırakmayan başta doktora dönem arkadaşlarım olmak üzere ve tüm doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Tüm eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi sonsuz desteklerini esirgemeyen, babam İsmail PIRNAR', annem Hülya Pırnar'a, kardeşim Türkü PIRNAR'a ve eşim Yasin Barış YILMAZ'a her daim yanımda oldukları için sonsuz teşekkür ederim.

Bu proje, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2021/139 numarası ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
ÖZET	xv
ABSTRACT.....	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. POLİMER	3
2.1.1. Polimerlerin Yapısı.....	3
2.1.2. Polimerlerin Sınıflandırılması	3
2.2. PROTEZ KAİDE MATERYALLERİ	5
2.2.1. Kaide Materyallerinin Tarihsel Gelişimi.....	5
2.2.2. İdeal Kaide Materyali Özellikleri.....	6
2.2.3. Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması.....	6
2.3. AKRİLİK REZİN KAİDE MATERYALLERİ	7
2.3.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezınler	8
2.3.2. Kendi Kendine Polimerize Olan Akrilik Rezınler (Otopolimerizan Rezınler).....	9
2.3.3. Enjeksiyonla Kalıplama Tekniğı Kullanılarak Polimerize Olan Akrilik Rezınler	9
2.3.4. Görünür Işıkla Polimerize Olan Akrilik Rezınler	10
2.3.5. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezınler	10
2.3.6. Gamma Işını ile Polimerize Edilen Akrilik Rezınler	11
2.3.7. Prepolimerize Akrilik Rezın Bloklar	11
2.4. POLİETERETERKETON (PEEK).....	11
2.4.1. Polietereterketon (PEEK) Sentezi ve Üretimi	12
2.4.2. Polietereterketon'un Kimyasal Yapısı.....	12
2.4.3. Polietereterketon (PEEK) Özellikleri	12
2.4.4. Polietereterketon Çeşitleri	14
2.4.5. Polietereterketon'un Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	14
2.5.6. Polietereterketon İşleme Yöntemleri	17

2.6. POLİAMİD	18
2.6.1. Poliamid'in Diş Hekimliğinde Kullanımı	19
2.7. BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM / BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM	20
2.7.1. Dental CAD/CAM Sistemlerinin İşleyişi	20
2.7.2. Dental CAD/CAM Üretim Teknikleri	21
2.7.3. Dental CAD/CAM İş Akışı	22
2.7.4. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	22
2.7.5. Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları ve Dezavantajları	23
2.7.6. CAD/CAM Hareketli Protezler	23
2.7.7. Polietereeterketon'un Dental CAD/CAM Uygulamaları	25
2.8. PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE RENK	25
2.8.1. Renk Kavramı	25
2.8.2. Rengin Algılanması	26
2.8.3. Renk Tanımlama Sistemleri	27
2.8.4. Renk Tespit Yöntemleri	30
2.8.5. Renk Değişiminin Değerlendirilmesi	32
2.9. YAPAY YAŞLANDIRMA	34
2.9.1. Hızlandırılmış Yaşlandırma	34
2.9.2. Termal Döngü (Siklus)	35
2.9.3. Otoklavda Yaşlandırma	35
2.9.4. Çiğneme Simülatörü	35
2.10. YÜZEY İNCELEME YÖNTEMLERİ	36
2.10.1. Profilometre	37
2.10.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	38
2.10.3 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analiz	38
2.10.4. İnterferometre	38
3. GEREÇ ve YÖNTEM	39
3.1. KULLANILAN MATERYALLER	40
3.1.1. Protez Kaide Materyalleri	40
3.1.2. Termal Döngü Cihazı	41
3.1.3. Kullanılan Solüsyonlar	41
3.2. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI	41
3.2.1. PMMA Örneklerin Hazırlanması	42
3.2.2. PEEK Örneklerin Hazırlanması	43

3.2.3. Poliamid Örneklerin Hazırlanması	45
3.2.4. Grupların Oluşturulması	48
3.3. RENK ÖLÇÜMLERİ.....	51
3.4. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜMLERİ	53
3.5. TERMAL DÖNGÜ UYGULAMASI.....	54
3.6. RENK VE PÜRÜZLÜLÜK ÖLÇÜMLERİNİN TEKRARI	54
3.7. SOLUSYONLARIN HAZIRLANMASI ve İÇECEKLERDE BEKLETME İŞLEMİ	55
3.8. RENK VE PÜRÜZLÜLÜK ÖLÇÜMLERİNİN TEKRARI	56
4. BULGULAR.....	57
4.1. DELTA E DEĞERLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	60
4.2. L*, A*, B* DEĞERLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	66
4.3. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN (Ra) DEĞERLENDİRİLMESİ.....	73
5. TARTIŞMA	76
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	87
KAYNAKLAR	89
EKLER.....	89

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: İdeal kaide materyali özellikleri	6
Tablo 2.2: Polimetilmetakrilat içeriği	7
Tablo 2.3: Polietereterketon biyoaktivitesinin geliştirilmesi	13
Tablo 2.4: Polietereterketon'un dental kullanımı	17
Tablo 2.5: Farklı CAD/CAM sistemleri	22
Tablo 2.6: ΔE değerinin klinik eşleşmesi	33
Tablo 3.1: Kullanılan kaide materyalleri	40
Tablo 4.1: Shapiro-Wilk testi.....	57
Tablo 4.2: Termal döngüye göre ölçümlerin ortalama değerleri	59
Tablo 4.3: Renklendirme solüsyonlarına göre ölçümlerin ortalama değerler.....	59
Tablo 4.4: Termal döngü uygulanan materyal grupların ΔE_1 dağılımı	60
Tablo 4.5: Termal döngü uygulanan materyal gruplarının ΔE_2 dağılımı	62
Tablo 4.6: ΔE_1 ve ΔE_2 için ortalama ΔE 'nin karşılaştırılması	63
Tablo 4.7: Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan PMMA materyali için ΔE_2 ve farkın değerlendirilmesi	63
Tablo 4.8: Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan PA materyali için ΔE_2 ve farkın değerlendirilmesi	64
Tablo 4.9: Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan PEEK materyali için ΔE_2 ve farkın değerlendirilmesi	64
Tablo 4.10: Termal döngü uygulanan PMMA gruplarının L^* , a^* ve b^* dağılımı.....	69
Tablo 4.11: Termal döngü uygulanan PA gruplarının L^* , a^* ve b^* dağılımı.....	69
Tablo 4.12: Termal döngü uygulanan PEEK gruplarının L^* , a^* ve b^* dağılımı.....	70
Tablo 4.13: LAB Değerlendirilmesine ilişkin dağılım	72
Tablo 4.14: Termal siklus uygulamasına bakılarak materyallerin yüzey pürüzlülüğünün (R_a) değerlendirilmesi	73

Tablo 4.15: Termal döngünün materyal çeşidine bağımlı pürüzlülük dağılımı.....	73
Tablo 4.16: PM1 materyali için yüzey pürüzlülüğü verilerinin değerlendirilmesi.....	74
Tablo 4.17: PA1 materyali için yüzey pürüzlülüğü verilerinin değerlendirilmesi.....	74
Tablo 4.18: PE1 materyali için yüzey pürüzlülüğü verilerinin değerlendirilmesi	75
Tablo 5.1: ΔE değerinin NBS karşılığı	79



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Polietereterketon (PEEK) sentezi ve kimyasal yapısı.....	11
Şekil 2.2: Bilgisayar destekli üretim teknikleri	21
Şekil 2.3: Munsell renk sistemi	27
Şekil 2.4: CIEDE 2000 formülü	33
Şekil 2.5: R _a Parametresi diagramı (101)	37
Şekil 2.6: R _a değerinin hesaplanması	37
Şekil 3.1: Çalışmanın iş akışı	39
Şekil 3.2: Kullanılan termal döngü cihazı	41
Şekil 3.3: Örneklerin üretimi için kullanılan kalıp tasarımı	42
Şekil 3.4: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıp	42
Şekil 3.5: Hazırlanan PMMA örnekler.....	43
Şekil 3.6: Örneğin bilgisayar ortamında modellenmesi	44
Şekil 3.7: Çalışmada kullanılan PEEK blok.....	44
Şekil 3.8: Hazırlanan PEEK örnekler	45
Şekil 3.9: Poliamid materyali yerleştirilmesi öncesi mufla.....	46
Şekil 3.10: Mufladan çıkan poliamid örnekler	46
Şekil 3.11: Ayrılarak trimlenen poliamid örnekler	47
Şekil 3.12: Hazırlanan PA örnekler.....	47
Şekil 3.13: Örneklerin gruplandırılması	49
Şekil 3.14: Polimetilmetakrilat örneklerin saklanması.....	50
Şekil 3.15: Poliamid örneklerin saklanması	50
Şekil 3.16: Polietereterketon örneklerin saklanması	51
Şekil 3.17: Fotoğraf çekim çadırı	52
Şekil 3.18: Yapılan renk ölçüm cihazı probu	52

Şekil 3.19: Yapılan renk ölçüm sonucu.....	53
Şekil 3.20: Kullanılan pürüzlülük ölçüm cihazı	54
Şekil 3.21: Bekletilen solüsyon örnekleri.....	55
Şekil 4.1: Termal döngü uygulanan materyal grupların $\Delta E1$ dağılımı.....	61
Şekil 4.2: Termal döngü uygulanan materyal grupların $\Delta E2$ dağılımı.....	62
Şekil 4.3: Bekletilen solüsyonlara göre materyallerin $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ değerleri.....	65
Şekil 4.4: Bekletilen solüsyonlara göre materyallerin $\Delta E2$ değerleri	65



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
<	: Küçüktür
>	: Büyüktür
°	: Derece
°C	: Santigrat derece
2D	: 2 Boyutlu
µm	: Mikrometre (=10 ⁻⁶ m, uzunluk birimi)
3D	: 3 Boyutlu
ADA	: American Dental Association (Amerikan Diş Hekimliği Birliği)
AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
AM	: Additive Manufacture- Eklemeli Üretim
ANSI/ADA	: Amerikan Uluslararası Standartlar Enstitüsü/Amerikan Diş Aydınlatma Komisyonu)
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CFR-PEEK	: Karbon Fiber Takviyeli PEEK
CIE	: Commission Internationale de l'éclairage (Uluslararası
CNC	: Computer Numerical Control (Bilgisayarlı Sayısal Kontrol)
DLMS	: Doğrudan lazer metal sinterleme (DLMS)
DLP	: Dijital ışık projeksiyonu
EDSA	: Avrupa Gıda Güvenliği Otoritesi
FDA	: Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
GFR-PEEK	: Cam Fiber Takviyeli PEEK

GPa	: Gigapaskal
Gr	: gram
ISO	: International Standards Organization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)
Mm	: Milimetre
MMA	: Metilmetakrilat
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
nm	: Nanometre
PA	: Poliamid
PEEK	: Polimetilmetakrilat
PMMA	: Polimetilmetakrilat
Ra	: Roughness Average (Pürüzlülük Ortalaması)
Rpm	: Revolutions per Minute (Dakikadaki devir sayısı)
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
SLA	: Stereolitografi
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
Sn	: saniye
UV	: Ultraviyole
VLC	: Görünür ışıkla polimerize
ΔE	: Delta E (Renk Değişim Değeri)

FARKLI SIVILARDA BEKLETİLEN ÜÇ FARKLI PROTEZ KAİDE MATERYALİNİN TERMAL SİKLUS UYGULANARAK RENK STABİLİTESİ VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Amaç: Tam ve kısmi dişsizlikte fonksiyonları geri kazandırmak için hareketli protezler kullanılır. Hareketli protezlerin en önemli unsurlarından biri kaidedir. Bu tez çalışması kaide materyallerinin termal döngü ve renklendirme solüsyonlarında bekletme sonrası renk ve pürüzlülük durumlarının değerlerinin amaçlamaktadır.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada kaide materyali olarak kullanılan 3 farklı materyalin termal döngü işlemi ve renklendirici solüsyonlarda bekletme sonrası renk ve pürüzlülük değişimleri incelenmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller Polimetilmetakrilat (PMMA), Poliamid (PA) ve Polietereterketondur (PEEK). Her materyal çeşidinden 3mm kalınlık ve 10 mm çapında disk şeklinde 60 örnek hazırlanmıştır. Hazırlanan örneklerin pürüzlülük(PCE-RT 10) ve renk değerleri (Landtek kolorimetre) kaydedilerek rastgele seçilen 30'ar örnek 5000 döngü süren yaşlandırmaya tâbi tutulmuştur. Termal döngü sonrası materyaller 10 örneklik gruplara ayrılarak 3 farklı solüsyonda (distile su, kahve ve vişne suyu) 7 gün süreyle bekletilmiştir. İstatistiksel değerlendirme Sosyal Bilimler için İstatistik Paketi (Windows için SPSS 20.0) ile yapılmıştır.

Bulgular: Çalışma sonucunda bütün materyallerde renk değişikliği tespit edilmiş ancak materyaller birbirinden farklı sonuçlar vermemiştir. Termal döngüye tâbi tutulan ve tutulmayan materyaller karşılaştırıldığında termal döngüye tâbi tutulmanın PMMA için anlamlı sonuç oluşturduğu diğer materyallerde farklılık yaratmadığı görülmüştür. Materyallerden bağımsız olarak kahvenin en yüksek renklenmeye neden olduğu belirlenmiştir. Termal döngü uygulanan örneklerde L^* , a^* ve b^* değerlerindeki değişim PMMA ve PEEK için anlamlı bulunurken, PA materyali için anlamlı bulunmamıştır. Pürüzlülük final değerleri karşılaştırıldığında materyaller arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Sonuç: Termal döngü ve solsyolarda bekletme işleminin renklenme ve pürüzlülük değişimi yarattığı fakat hem renklenme hem pürüzlülük değerlerinin materyaller arasında istatiksels olarak anlamlı bir fark yaratmadığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Poliamid, Polietereterketon, Polimetilmetakrilat, Pürüzlülük, Renk Stabilitesi, Termal Dng



A COMPARISON OF COLOR STABILITY AND SURFACE ROUGHNESS OF THREE DIFFERENT DENTURE BASE MATERIALS USING THERMOCYCLING AND AFTER STORAGE IN DIFFERENT SOLUTIONS

ABSTRACT

Aim: Removable prostheses are used to restore function patients with complete and partial edentulism. Denture base is one of the most important parts of removable prostheses. This thesis study aims to compare the color and roughness conditions of base materials after thermal cycling and storage in different solutions.

Materials and Methods: In this study, the color and roughness changes of 3 different base materials were investigated after thermocycling and storage in different solutions. The materials used in the study are polymethylmethacrylate, polyamide and polyetheretherketone. From each material 3 mm-thick and 10 mm-diameter 60 sample were prepared. The roughness (PCE-RT) and color (Landtek colorimeter) values of the samples were recorded and randomly selected 30 samples were aged for 5000 cycles and the measurements were repeated. After thermocycling, the materials were divided into three groups (n=10) and kept in 3 different solutions (distilled water, coffee and cherry juice) for 7 days. Analysis were determined with the Statistics Package for Social Sciences (SPSS 20.0 for Windows).

Results: As a result of the study, color change was detected in all materials. There were no significantly different results between the material types. When thermocycled and non-thermocycled materials were compared, it was observed that while thermal cycling significantly affected to color change for PMMA, and not affected for PA and PEEK. Regardless of the material type, it was determined that coffee caused the highest coloration. The changes in L*, a* and b* values in the thermocycled samples found significant for PMMA and PEEK, but not for PA material. When the final roughness values were compared, the difference between the materials was found to be statistically significant.

Conclusion: It was concluded that thermal cycles and storage in different solutions caused coloration and roughness changes, but both coloration and roughness values did not create a statistically significant difference between materials.

Key Words: Polymethylmethacrylate, Polyamide, Polyetheretherketone, Thermal Cycling, Color Stability, Surface Roughness



1. GİRİŞ

Kaybedilen dişlerin yerine konulması üzerinde yıllardır çalışılmaktadır ve çeşitli materyaller geçmişten günümüze geliştirilmektedir. Kaybedilen dişlerin fazla olması veya tam dişsizlik durumlarında hareketli protez uygulamaları güncelliğini korumaktadır. Bu protezlerin tam protez, immedat protez, parsiyel protez ve diş üstü protezler olmak üzere çeşitli tipleri mevcuttur. Hareketli protezlerde ağızda var olan dişlerden veya mukozadan destek alınmakta ve böylece kaybedilen dişlerin ve komşu yapıların çiğneme, konuşma ve görünüm ve fonksiyonlarının idamesi sağlanmaktadır.

Protetik uygulamalarda fonksiyonellikle birlikte estetik özelliğin de devam etmesi vazgeçilmez bir unsurdur. Zaman içinde materyal yaşlanması ve renklenme gibi nedenlerle protezlerin görüntüsü olumsuz yönde değişebilmektedir. Estetiğin devamlılığının en önemli etkeni materyal seçimi olmakla birlikte hastanın oral hijyen alışkanlıkları, renklendirici içeren yiyecek, içecek veya tütün ürünü kullanımı da etkilidir. Kullanılan materyalin sahip olduğu leke birikimi yatkınlığı, su emilimi, ağız sıvılarında erimesi, yüzey özellikleri ve pigment bozulması gibi özellikler nedeniyle renkleşme gerçekleşir ve kullanım süresinin artmasıyla birlikte artar.

Renklenme çalışmaları sıklıkla işlem kolaylığı ve sonuçlara daha hızlı ulaşabilmek amacıyla in vitro olarak gerçekleştirilir. Diş hekimliğinde ortam koşullarını taklit etmek için en çok başvurulmuş protokol termal döngü işlemidir. Termal döngü uygulaması sayesinde çok hızlı bir şekilde materyallerin uzun dönem cevapları alınır. Termal döngü uygulaması ile kısa sürede yaşlandırılan materyallerde renk değişimi, pürüzlülük, materyal yorulması değerlendirilir.

Hasta beklentilerinin karşılanabilmesi uygun materyal kullanımı ile doğrudan ilişkilidir. Kaide materyalleri her zaman dental materyaller alanında bir araştırma konusu olmuştur ve zaman içinde çok farklı materyaller denenmiştir. 1930'lu yılların başından beri kullanılan polimetilmetakrilat materyali, günümüzde de sıklıkla tercih edilmektedir. Bununla beraber 1950'li yıllardan diş hekimliğinde kullanıma sunulan poliamid ve daha güncel olarak bilgisayarlı sistemlerinin gelişimiyle kullanılan Polietereterketon hareketli protezlerin yapımında kaide materyali olarak kullanılabilir.

Bu tez çalışmasının amacı protetik diş tedavisinde kullanılan 3 farklı protez kaide materyalinin termal döngü yaşlandırma işlemine tâbi tutularak ve tutulmadan, vişne suyu

ve kahvede bekletilmesinin ardından renk değişiminin ve yüzey pürüzlülüğünün incelenmesidir. Verilerin elde edilmesinde renk sistemi olarak CIE Lab sistemi ve rengin değerlendirilmesinde kolorimetre ve yüzey pürüzlülüğünün profilometre cihazı kullanılmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. POLİMER

Türk Dil Kurumu Sözlüğünde polimer; “Tekrarlanan yapısal kümelerin oluşturduğu yüksek molekül ağırlıklı bileşikler” olarak tanımlanır. Polimeri oluşturan her bir küçük molekül ise monomer olarak adlandırılır.

2.1.1. Polimerlerin Yapısı

Polimerler, zincire benzer yüksek kütleli ağırlıklı molekülüdür. Polimer rastgele bir dizilimle değil, belirli bir şekilde tekrar eden atom gruplarından oluşur. Monomerlerin polimerlere dönüştürülmesi işlemine polimerizasyon denir ((1).

2.1.2. Polimerlerin Sınıflandırılması

Polimerler çok yönlülüğü nedeniyle farklı başlıklar altında sınıflandırılabilirler.

Sentez yöntemine göre sınıflama en sık kullanılan en eski sınıflandırmadır. Polimerleri kondansasyon(yoğuşma) ve katılma(ilave) olarak ikiye ayırır. Katılma polimerizasyonu, "tekrarlanan bir katılma işlemi ile sürdürülen polimerizasyon" olarak tarif edilir ve tekrar eden birim monomerinkiyle aynı bileşime sahiptir. Öte yandan, bir yoğuşma polimerinde, monomerler polimerin tekrar eden birimini oluşturmak üzere reaksiyona girdiğinde, monomerin bazı atomları bir kondansasyon bileşiği olarak kaybolur. Bu fark ile kondansasyon polimerizasyonunu katılma polimerizasyonundan ayırılır; ilk halde monomer polimerler içinde birleşirken su, hidrojen klorür veya amonyak gibi küçük bir molekül ayrılır. Kondansasyon polimerizasyonu ile elde edilen polimerin ağırlığı monomerlerin ağırlıkları toplamından biraz daha küçükken, katılma polimerizasyonu ile elde edilen polimerlerin ağırlığı monomer birimleri ağırlıkları toplamına eşittir(2). Heteropolimerler, zincirlerinde kimyasal yapısı farklı birden fazla monomer birimi bulunan polimerdir. İki farklı monomerin birleşmesinden oluşan polimere “heteropolimer” veya “kopolimer” denir. Üç farklı monomer veya monomer birimi içeren bir reaksiyon karışımının özel durumunda üretilen makromolekül, terpolimer olarak adlandırılır(1).

İçerdiği Atom Türüne Göre sınıflandırma polimerin ana zincirini oluşturan atomların türünün organik ve inorganik olmasına göre yapılır. Organik polimerlerin yapısında genellikle hidrojen ve karbon atomu bulunmaktadır. Polietilen, poliesterler, poliamidler, polipropilen, doğal kauçuk, proteinler, selüloz vb. gibi polimerler organikler için örnek verilebilir. İnorganik polimerlerde ana zincirde karbon atomu yerine silisyum, fosfor, sülfür gibi başka atomlar bulunabilir. Ana zincirinde karbon atomu bulunmayan (yan grup olabilir) polimerlerdir ((3).

Mekanik Özelliklerine Göre polimerler katı, yüksek elastik ve akışkan olarak sınıflandırılır. Akışkanlar mekanik kuvvetler altında kolayca şekil değiştirebilir(4). Çok küçük etkiler altında şekil değiştirebilen, amorf özellik gösteren ve kolayca şekil alabilenlere yüksek elastik (kauçuksu) polimerler denir. Oda sıcaklığında katı olan polistiren, polivinilklorür, polivinilalkol, polivinilasetat gibi polimerler ısıtıldıklarında yüksek elastikliğe sahip olurlar. Çok büyük kuvvet uygulandığı takdirde şekil değişikliği gösterebilenler katı polimerlerdir. Kuvvet ortadan kalktığında ise başlangıç şekline dönerler(3).

Çözücülere Karşı Gösterdikleri Davranışa Göre termoplastik ve termoset olmak üzere ikiye ayrılır, bu ayrım yapılarındaki kimyasal bağa bağlı olarak, yapılır. Termoset polimerler şekillendirilip olgunlaştıktan veya sertleştikten sonra yeniden yumuşatılamaz veya farklı bir şekle sokulamazlar; fakat çok yüksek sıcaklıklarda bozunurlar. Bu nedenle termoset plastiklerin geri dönüşümleri yoktur. Termoplastikler yapılarında önemli değişiklikler olmadan ısıtılarak yeniden şekillendirilebilirler. Bu polimerlerin çoğu birbirine kovalent bağlı çok uzun karbon atomları zincirlerine sahiptir. Isı ve basınç altında yumuşayarak akarlar ve böylece çeşitli formlarda şekillenebilirler ((5).

Fiziksel Durumlarına Göre sınıflama molekül zincirlerinin tertiplenme şekillerine göre yapılır. Bu sınıflandırmada amorf, kristalin veya yarı kristalin olmak üzere 3 yapı vardır. Amorf polimerler birbiri içine gelişigüzel biçimde kaynaşmış yün yumakları şeklindedir. Moleküllerde kristalleşme veya çapraz bağlar yoktur, moleküller kendi aralarında gelişigüzel bağlanmıştır. Amorf polimerler; saydamdır, ışık geçirirler ve çekme mukavemetleri yüksektir. Kristalin polimerler; üç boyutlu belli bir düzen içindedir. Yarı kristalin polimerlerde; bazı bölümler kristalin bazı bölümler ise amorf yapıdadır. Aynı kimyasal bileşimde hem lineer hem dallanmış moleküller içerirler. Polimerlerin içindeki kristalin yüzdesine bağlı olarak farklı özellik gösterebilirler.

2.2. PROTEZ KAİDE MATERYALLERİ

Protez kaidesi, protetik terimler sözlüğünde protezin yumuşak dokulara dayanan ve yapay dişlerin üzerine yerleştiği kısım olarak tanımlanır ((6).

2.2.1. Kaide Materyallerinin Tarihsel Gelişimi

Geçmiş dönemlerde farklı faaliyetlerde kullanılan materyallerin fonksiyon ve görünümü geri kazandırabilmek için diş hekimliği uygulamalarında kullanımına sıklıkla rastlanmaktadır. On sekizinci yüzyıl öncesinde kullanılan bu materyaller tahta, kemik ve fildişidir(7)).

On yedinci yüzyıla kadar yavaş olan ilerleme Pierre Fauchard'ın çalışmalarıyla hızlanmıştır. Protezleri fildişi, insan ve hipopotam dişi kullanarak yapmış ve bu sayede ahşabın yarattığı boyutsal sorunun önün geçmiştir. On sekizinci yüzyıla bakıldığında kullanılan kaide materyalleri arasında altın ve porselen yer almıştır. Parisli eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois De Chemant ile birlikte çalışarak 1788'de tek bir blokta pişmiş porselen tam bir protez yapmıştır. Porselen kolayca şekillendirilebilen, alttaki dokularla yakın temas sağlayabilen, dokulara göre renklendirilebilen, son derece stabil, minimum su emilimine sahip, sırlama sonrası pürüzsüz yüzeye sahip, az gözenekli yapıda ve gelişmiş hijyenik özelliklere sahip bir materyaldir. On dokuzuncu yüzyılda kaplumbağa kabuğu, vulcanite, keoplastik, gül incisi, alüminyum, selüloit gibi materyallerin kaide olarak kullanıldığı görülmüştür ((7). Yüzyıl sonlarında, polimerlerin protez kaide malzemeleri alanına girmesi vulkanitin üretimiyle olmuştur. Vulkanit, Thomas Evan tarafından 1854'te protez kaide materyali olarak tanıtılmıştır. Estetik olmayan görünüme rağmen vulkanitin dental arka tam oturması, ekonomik oluşu, hafifliği ve çalışma kolaylığı protetik diş hekimliğinde kullanılmasını desteklemiştir.

Yirminci yüzyıl itibari ile kaide materyali olarak kullanılmak amacıyla birçok ürün denenmiştir. Bunlar paslanmaz çelik, kobalt krom, vinil rezin, akrilik reçine, self cure akrilik reçine, epoksi rezin, polistiren, naylon, polikarbonatlar, light cure akrilik ve saf titanyumdur ((7). 1937'de metil metakrilat, Wright tarafından klinik olarak değerlendirilmiş ve ideal bir protez kaidesinin hemen hemen tüm gereksinimlerini karşıladığı bulunmuştur ((8). İlk akrilik rezinler ısı ile polimerize olurken 1947'de kimyasal hızlandırıcılar kullanılarak polimerize olan akrilik rezinler geliştirilmiştir. 1951-

1967 yılları arasında epoksi rezine, yüksek etkili metakrilat ve polipropilen gibi farklı kaide materyalleri kullanılmış ancak PMMA yerine geçememiştir.

2.2.2. İdeal Kaide Materyali Özellikleri

Bir materyalin protez kaidesi olarak başarılı olabilmesi için teknisyen, hekim ve en önemlisi hasta tarafından kabul görebilmesi gerekir. Tüm gereklilikleri yerine getirmek için kullanılan malzemeler üstün mekanik özellikte, kararlı, fiziksel, biyouyumlu ve estetik niteliklere sahip olmalıdır. İstenilen nitelikler Tablo 2.1.'de listelenmiştir(9).

Tablo 2.1: İdeal kaide materyali özellikleri

Mekanik	Stabilizasyon	Fiziksel
Yeterli enine mukavemet	Aşınmaya dayanıklılık	Protez diş materyaliyle aynı
Yüksek elastik modül	Cıllanmaya dayanıklılık	termal genişleme
Yüksek oransal limit	Hasta tarafından	Isı iletimi
Yüksek darbe dayanımı	temizlenebilme	Düşük yoğunluk
Aşınmaya dayanıklılık	Radyoopak	Hafiflik
Cıllanmaya dayanıklılık		Yiyeceklerden yüksek erime noktası
		Boyutsal stabilite
Biokompabilite	Estetik	Diğer
Toksik olmayan	Renklendirilebilir	Radyoopak
İrrite etmeyen	Transludent	Kolay işlenebilme
Ağızda çözünür olmayan	Cıllanabilirlik	Düşük maliyet
Durağan		
Emici olmayan		

2.2.3. Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

Polimer yapıları ve polimerizasyon tipleri yönünden farklı şekillerde sınıflandırılırlar. Uluslararası Standartlar Enstitüsü (International Standards Organization; ISO) üretilen tüm bu kaide materyallerini polimerizasyon tiplerine göre 5 farklı gruba ayırmıştır ((10).

Tip 1: Isı ile polimerize olanlar

Sınıf 1: Toz ve Likit

Sınıf 2: Plastik

Tip 2: Otopolimerizan

Sınıf 1: Toz ve likit hamur

Sınıf 2: Toz ve likit akışkan

Tip 3: Termoplastik kalıp veya toz

Tip 4: Işıkla aktive olan materyaller

Tip 5: Mikrodalga ile aktive olan materyaller

Protez kaide materyalleri kullanım amaçlarına göre kalıcı ve geçici olarak da sınıflandırılabilir. Geçici amaçla soğuk akrilik, bas plak ve ışıkla sertleşen rezin kullanılırken kalıcı amaçla sıcak akrilik, polietilen kullanılabilir.

2.3. AKRİLİK REZİN KAİDE MATERYALLERİ

Rezinler suda çözünmeyen, organik çözücülerde çözüne, katı ya da yarı akışkan, ısıtılınca yumuşayan ve eriyen maddelerdir. Doğal oluşabileceği gibi sentetik olarak üretilen türleri de vardır. Fiziksel yönden doğal rezinlere benzeseler de kimyasal yönden farklılıklar gösterirler. Vinil rezinler, polistiren, epoksi rezinler ve akrilik rezinler sentetik rezinlere örnek verilebilir.

Polimetilmetakrilat (PMMA) dental amaçla kullanılanlar akrilik rezindir. Etilenin türevleridir ve yapısal formülünde vinil grubu bulunur. Sert ve şeffaftırlar ancak, gözenekli yapıdadır, suyu çekme özelliği vardır. Su, zincirleri ayırarak rezini yumuşatır ve dayanıklılığını azaltır. Bu sebeple bu tür ağızda kullanılamazken ester formunda olanları (metakrilik asit) protez kaide rezini olarak kullanılır.

Tablo 2.2: Polimetilmetakrilat içeriği

Toz	Polimer	Polimetilmetakrilat tanecikler
	Başlatıcı	Benzoil peroksit gibi bir peroksit (yaklaşık %0.5)
	Pigmentler	Kadmiyum veya demir tuzları veya organik boyalar
Likit	Monomer	Metil metakrilat
	Çapraz bağlayıcı madde	Etilenglikoldimetakrilat (yaklaşık %10)
	İnhibitör	Hidrokinon
	Aktivatör	NN'-dimetil-p-toluidin (yaklaşık %1)

Protez kaide akrilikleri diş hekimliğinde genellikle toz-likit şeklinde kullanılır. Toz kısmını polimetilmetakrilat, benzoil peroksit ve pigment oluşturur (Tablo 2.1). PMMA berrak, cam benzeri, sert bir polimerdir. Sıklıkla gerçeğe yakın ve doğal görünümlü bir protez kaidesi üretmek için pigment ve opaklaştırıcı eklenmektedir. Ek olarak damarlı bir görünüm vermek istendiğinde pigmentle kaplanmış küçük lifler tercih edilir. Likit kısmının ana bileşeni metil metakrilat (MMA) monomeridir. Bu berrak, renksiz, düşük viskoziteli bir sıvıdır, kaynama noktası 100.3°C'dir ve belirgin bir kokuya sahiptir.

Toz ve sıvı bileşenlerin karıştırılması ve aktivasyonun ardından protez kaide malzemesinin sertleşmesi MMA monomerinin polimerizasyonundan kaynaklanır. Çapraz bağlayıcı madde, malzemenin fiziksel özelliklerini geliştirmek için kullanılır. İnhibitör, sıvı bileşenin raf ömrünü uzatmak için kullanılır. İnhibitör yokluğunda, monomer ve çapraz bağlama ajanı rastgele tepkimeye girerek kararsız ürünler oluşturur. Aktivatör, otopolimerizan olarak tanımlanan ürünlerde bulunur ve ısıyla sertleşen protezlerde bulunmaz ((1)).

2.3.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Polimer ve monomer önerilen oranlarda karıştırılır, karışım hamur kıvamına gelir ve mufla içerisindeki protez kalıp boşluğuna yerleştirilir, mufla kapatılır ve pres ile basınç uygulanır, 73°C'de 8 saat ya da daha uzun süre kalacak şekilde sıcak su banyosuna konularak ısı ile polimerizasyonu sağlanır ((1)). Isı ile polimerizasyon ekzotermik bir reaksiyon olduğundan polimerizasyon ısı 74°C civarında tutulmalıdır. Rezin hamurunda sırasıyla ıslak kum, liflenme, hamur ve lastik aşamaları gözlenir. Hamur aşamasının sonlarında materyalin kimyasal ve fiziksel pres altında basınç uygulamak için ideal aşamadır. Hamur aşamasında kalım süresi, protez kaide rezininin çalışma zamanı olarak değerlendirilir. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerizasyon tekniğinde hamur safhasındaki akrilik, özel muflalar içerisindeki hidrokolloid, alçı veya alçı-silikon kalıplara enjeksiyonla sevk edilir ardından ısı ile polimerize edilir.

2.3.2. Kendi Kendine Polimerize Olan Akrilik Rezinler (Otopolimerizan Rezinler)

Kimyasal ya da kendinden polimerize olan akriliklere, otopolimerizan adı verilir. Bu tanım toz ve sıvı bileşenler birbirine karışır karışmaz polimerizasyon reaksiyonunun başladığı anlamına gelir. Önceden polimerize edilmiş polimetil metakrilat taneciklerde bulunan benzoil peroksit başlatıcı kimyasallar tarafından da aktive edilir; bu durumda polimerizasyon reaksiyonunun gerçekleşmesi için ısıya gerek yoktur. Dimetil-p toluidin, kimyasal olarak polimetilmetakrilatın polimerizasyon reaksiyonunu aktive etmek için kullanılır.

Otopolimerizan ürünler, ısıyla polimerize olanlara kıyasla daha az polimerizasyon gösterirler, bu nedenle mukavemet ve sertlik değerleri daha düşüktür (11)). Polimer parçacıkları ve eklenen dimetil-p-toluidin üzerinde değişiklik yaparak sertleşme hızı bir dereceye kadar kontrol edilebilir. Isıtma gerekmediğinden polimerizasyonda daha az büzülme vardır, bu nedenle bu malzemeler ısıl işlem görmüş tiplerden daha boyutsal olarak doğru kabul edilebilir. Otopolimerizan akriliklerde estetiği sağlamak daha zordur. Amin başlatıcısının oksidasyonu ve sürekli devam eden polimerizasyon nedeniyle renk değişimi zamanla meydana gelme eğilimindedir. Sıklıkla protez onarımları veya eklemeleri, özel kaşıkların yapımı veya ortodontik çıkarılabilir aletlerin üretimi için kullanılır.

Otopolimerizan konvansiyonel rezin sistemlerine ek olarak akışkan otopolimerizan rezinler günümüzde kullanıma girmiştir. Dökülebilme özelliği olan, oldukça düzenli partikül yapısına sahip kimyasal olarak polimerize olan rezin sistemleridir. Yüksek sıvı/toz oranında kullanılır buna bağlı olarak çok daha akışkan kıvamda karıştırılırlar. Bu teknik için özel bir mufla gereklidir.

2.3.3. Enjeksiyonla Kalıplama Tekniği Kullanılarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler

İlk defa 1942 yılında Pryor tarafından kullanılan bu yöntem protezlerde poroziteyi önlemek ve boyutsal stabiliteyi sağlamak için tercih edilmiştir. 1970’li yıllarda Ivoclar(Ivoclar Vivadent Liechtenstein) enjeksiyon kalıplamada kullanmak amacıyla rezini geliştirmiştir. Karşılaştırmalı çalışmalar enjeksiyon kalıplama sisteminin daha az boyutsal yanlışığa yol açtığını fakat özel ekipman gereği ve pahalı olmasının dezavantaj

olduğunu göstermiştir. Sistem özel akriliğin 6 atm. basınç altında muflaya yollanması ve polimerizasyon sürecinde bu basıncın sabit tutularak fazlasının bir delik yardımıyla dışarı atılması prensibine dayanır ((12).

2.3.4. Görünür Işıkla Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Kompozit ile karıştırılan kaide rezinlerini aktive etmek için görünür ışık kullanılabilir. Bu rezinler VLC (visible light cured resin) olarak adlandırılır. Ürün ışık geçirmez kutularda önceden karıştırılmış olarak kullanıma sunulur. Geleneksel polimerizasyon yöntemleri bu materyal için geçerli değildir ve gerekli işlemlerden sonra rezin üretici tarafından belirtilen süre boyunca görünür ışık ünitesine yerleştirilmelidir. Ünite 400-500 nanometre dalga boyunda mavi ışık veren quartz halojen lambasından oluşmaktadır. Polimerizasyonun bu şekilde sağlanması muflalama ve bitim aşamalarını ortadan kaldırmıştır.

Görünür ışıkla polimerize olan kaide plağı artık monomer bulundurmaz, polimerizasyon sırasında ısı açığa çıkarmaz ve irritasyon oluşturmaz bununla beraber polimerizasyon süresinin kısa ve çalışma süresinin uzun olması kullanım için avantajlarındandır ((13). VLC akriliği geçici veya geçiş protezlerinin yapımında, splintlerde, tam veya bölümlü protezlerin yapımında veya astarlanmasında, obtüratörlerde, protez tamirlerinde, ortodontik uygulamalarda, kaide plağı ve kaşık yapımında, geçici kuron-köprü yapımında kullanılabilir.

2.3.5. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Konvansiyonel yöntem dışında kaide materyalleri ısı verilme şekline göre su banyosu veya mikrodalga yöntemiyle de polimerize edilebilirler. Mikrodalga polimerizasyonunda kullanılan rezin geleneksel olabildiği gibi bazı firmalar tarafından üretilen özel rezin de olabilir. Bu yöntemle artık monomer miktarının azaldığı, zaman kazanıldığı fakat hızlı ısı artışına bağlı olarak polimerize üründe düzensizlik ve boşlukların olduğu tespit edilmiştir ((14).

2.3.6. Gamma Işını ile Polimerize Edilen Akrilik Rezinler

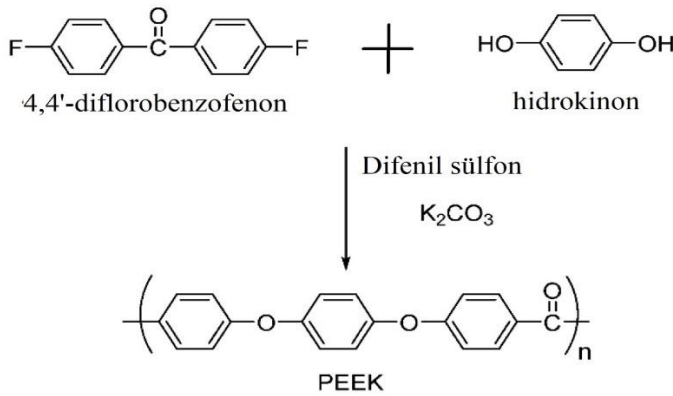
Endüstride sıklıkla kullanılan gamma ışını polimerizasyonu, diş hekimliğinde henüz yaygın değildir. Isı artışına sebebiyet vermeksizin yüksek penetrasyon özelliğine sahip olan gamma ışınları, polimerizasyonun hızını artırarak monomerin çok daha etkin bir biçimde polimere dönüşmesini sağlamaktadır ((15)

2.3.7. Prepolimerize Akrilik Rezin Bloklar

Günümüzde yaşanan teknolojik gelişmeler ile CAD/CAM sistemlerinde kullanılan prepolymerize PMMA kaide blokları kullanılmaya başlanmıştır. Prepolimerize bloklar yüksek basınç ve ısı altında millenerek üretilmektedirler ve bunun sayesinde konvansiyonel yöntemde görülen büzülme problemi önlenmektedir. Bunun yanında blokların yüksek kondansasyona sahip olmaları, artık monomer ve porozite miktarını azaltmaktadır(16).

2.4. POLİETERETERKETON (PEEK)

Polietereterketon(PEEK), yarı kristalin ve doğrusal yapıya sahip polisiklik, aromatik, termoplastik bir polimerdir. İlk olarak uzay çalışmaları için üretilen polimer, endüstride ve tıbbi amaçlar ile biyomateryal olarak giderek daha fazla kullanılmaktadır ve son 20 yılda tıbbi cihazlar için diğer malzemelerden daha fazla ilgi çekmiştir. Bu bileşik, keton ve eter fonksiyonel gruplarının aril halkaları arasına bağlanması sonucu elde edilir ve saf haliyle ten rengidir.



Şekil 2.1: Polietereterketon (PEEK) sentezi ve kimyasal yapısı

2.4.1. Polietereterketon (PEEK) Sentezi ve Üretimi

Polietereterketon (PEEK), dimetil sülfoksit çözeltisinin bir çözücü ve sodyum hidroksit (NaOH) bir baz olarak görev yaptığı nükleofilik değişim reaksiyonu yoluyla aromatik dihalidlerin ve bifenolat tuzlarının polikondansasyonu yoluyla sentezlenir. Önemli bir yüksek performanslı mühendislik termoplastik grubuna aittir, aynı temel formüle (-C₆H₄-O-C₆H₄-C₆H₄) dayanarak, şekilsiz PEEK üç viskozitede (yüksek, orta ve düşük) oluşturulur(17).

Polietereterketon polimerinin polikondansasyon reaksiyonunda farklı yapı taşları kullanılabilir. Genel olarak kullanımda olan 4,4'-diflorobenzofenon'dur. PEEK üretimi 4,4'-diflorobenzofenon bileşiğinin 300°C'de polar bir çözücü içerisinde hidrokinon disodyum tuzu ile reaksiyona girmesi ile gerçekleştirilmektedir (Şekil 2.1).

Polietereterketon üretimi iki farklı şekilde olabilir. Bu yöntemler plastik enjeksiyon ve CAD/CAM'dir. Yüksek performanslı bir termoplastik olmasına rağmen ekstrüzyon, enjeksiyon kalıplama gibi geleneksel yöntemler kullanılarak kolayca imal edilebilir veya CAD/CAM ile kolayca ve hızlıca kazanabilir.

2.4.2. Polietereterketon'un Kimyasal Yapısı

Kimyasal olarak [-oksi-1, 4-fenilen-oksi-1, 4-fenilen- karbonil-1, 4-fenilen] şeklinde adlandırılır. Üretime bağlı olarak % 30 ila % 35 kristallliğe sahip iki fazlıdır. Bu çift fazlılık amorf ve kristalli bölgelerden oluşan bir morfolojiye sebep olmaktadır.

2.4.3. Polietereterketon (PEEK) Özellikleri

Polietereterketon materyali ve bileşenleri incelendiğinde sitotoksikite, mutajenite, kanserojenik veya immünojenite olduğuna dair kanıt gösterilmemiştir. Biyolojik olarak inert bir materyaldir. Olağanüstü solvent direnci, düşük elastikiyet modülü ve kemikle biyouyumluluk, bu polimeri vücuttaki metal kullanımının yerini almak için iyi bir aday yapar ((18). 390°C ve 420°C arasında işlenebilen PEEK polimerinin cam geçiş sıcaklığı neredeyse 143 °C olduğundan vücut ve oda sıcaklığında "camsı" durumda kalır. Sterilizasyon prosedürleri sırasında bozulmaya karşı dirençlidir. Erime noktası 280°C'den büyüktür. Bu nedenle sıcak sterilizasyon işlemi yapılabilir ((19).

Young (elastik) modülü; kortikal kemik, mine ve dentininkine yakındır ve destekleyici dokulara daha homojen bir stres dağılımı imkânı sunar ((20). Bu değeri

kemiğe daha çok yakınlaştırmak için çeşitli katkı maddeleri kullanılabilir. PEEK çeşitli dolgu takviye edilmesiyle kolaylıkla modifiye edilebilir. Çoğu termoplastik polimer gibi PEEK ‘de düşük yüzey enerjisine ve bioaktiviteye sahiptir. Bu özellik protein emilimini ve hücre yapışmasını engeller. Bu biyoinert performans, PEEK yüzeyinde kemik oluşumu yerine yumuşak dokuların oluşması anlamına gelir ve PEEK sıklıkla ortopedik implantlarda kullanıldığından bu özelliği değiştirmeye yönelik çalışmalar yapılmaktadır.

2.4.4.1. Polietereketon (PEEK) biyoaktivitesinin geliştirilmesi:

Biyoaktivite geliştirmeye yönelik çalışmalar doğrudan yüzey modifikasyonu ve biriktirme olarak iki gruba ayrılabilir. Doğrudan yüzey modifikasyon yaklaşımları doğrudan PEEK yüzeyine müdahale ile gerçekleştirilir. Biriktirme teknikleri biyoaktif elementlerin çeşitli yöntemlerle PEEK yüzeyinde biriktirilmesi esasına dayanır. En sık kullanılan yöntem hidroksiapatittir. Kullanılan PEEK yüzey modifikasyonları Tablo 2.2.’de gösterilmiştir(21)).

Tablo 2.3: Polietereketon biyoaktivitesinin geliştirilmesi

İşlem	Prosedür	Materyal
Kaplama	Plazma Spreyleme	Hidroksiapatit, Titanyum
	Spin Kaplama	Yüzey aktif maddeler organik çözücü ve sulu bir $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$ ve H_3PO_4 çözeltisi içeren nanonize HA kristalleri
	Elektron Işın Buhalaşması (EBE)	Titanyum, Silikat
	Plazma daldırma iyon implantasyonu (PIII)	Titanyum dioksit, Kalsiyum, Su, Argon
Topografik Yüzey Modifikasyonları	Asitleme	Sülfirik Asit
Kimyasal Modifikasyonlar	Kumlama	
	Sülfonasyon	Sülfonat Grupları
	Aminasyon	Amin Fonksiyonları
Biyoaktif Ürün Birleşimi	Nitrasyon	Nitrat Fonksiyonları
	Biyoaktif inorganik materyaller	Nano-Titanyumoksit (n-TiO ₂) Nano-Florohidroksiapatit (n- FHA)
Hidrofiliklik Geliştirme	UV Radyasyonu	UV-A, UV-C
	Plazma Gaz Tedavisi	Oksijen Plazma

2.4.4. Polietereterketon Çeşitleri

İçerdiği doldurucu maddeye göre farklı PEEK çeşitleri mevcuttur ((22):

- %100 PEEK, doldurucusuz (JUVORA, Invibio Biyomateryal, ABD).
- %80 PEEK, %20 nanoseramik doldurucu (BioHPP, Bredent Medikal, Almanya).
- %80 PEEK, %20 titanyum dioksit doldurucu (Dentokeep, NT Dijital İmplant Teknoloji, Almanya).
- %80 PEKK, %20 titanyum dioksit doldurucu (Pekkton Ivory, Cendres-Metaux, İsviçre).

Doldurucu madde içermeyen PEEK'in elastik modülü 4 GP(gigapaskal) ve direnci 100 MPa(megapaskal) büyüklüğündedir(23)). Bu değerler kortikal kemik, Ti ve seramik malzemelerinkine kıyasla oldukça düşüktür ve dental kullanım için uygun olan daha yüksek elastik moduluslu bileşimlerdir. PEEK'e karbon, çeşitli uzunluklarda cam fiberler, %30'a varan baryum sülfat ($BaSO_4$) ve titanyum dioksit (TiO_2) gibi küresel dolgu parçacıkları takviye edilmesiyle kolaylıkla modifiye edilebilir. Karbon fiber takviyeli PEEK (CFR-PEEK) ve cam elyaf takviyeli PEEK (GFR-PEEK) gibi çeşitli takviyeli PEEK kompozitleri geliştirilmiştir.

Karbon fiber sıklıkla kullanılan bir takviye malzemesidir ve bu malzemenin PEEK'e eklenmesiyle kemiğe benzer elastikiyet ve yeterli kuvvet hedeflenmiştir. CFR-PEEK için elastik modulus değeri 18 GPa'dır(21)). Bu özelliklerinin yanında osteokalsin üretimi için uygun ortam hazırlayarak PEEK'in çevre kemikle iyi bir bağlantı kurmasını sağlamaktadır(24)). GFR-PEEK için elastik modulus değeri 12 GPa olarak ölçülmüştür(21).

2.4.5. Polietereterketon'un Diş Hekimliğinde Kullanımı

Polietereterketon ortopedi, travma ve omurga implantları gibi çeşitli tıp alanlarında uzun yıllardır aktif bir biyomateryal olarak yer almaktadır. Diş hekimliğinde sabit ve hareketli protezlerde alt yapı malzemesi, geçici dayanak, iyileşme başlıkları ve dental implantlar gibi pek çok alanda kullanılır.

2.4.5.1. Polietereterketon implantlar: PEEK materyalinin implantolojide konvansiyonel materyallere alternatif olabileceği düşünülmektedir(25). Titanyumun implant uygulamalarında yeterli mekanik özelliklere sahip korozyona dirençli ve

biyoyumlu olması ilk tercih nedeni olmasına rağmen kemik erimesi, sonrasında implant kaybı, aşırı duyarlılık reaksiyonları, alerjik potansiyel ve peri-implantitise bağlı yüzey bozulması gibi bazı dezavantajlar vardır. Titanyum implantlarda görülebilen bu olumsuz yönlerin PEEK gibi metalik olmayan bir malzemeden üretilen bir implant kullanılarak aşılabileceği tahmin edilmektedir ((26). Radyasyon altında parçalanmaması, PEEK malzemesinin metalik implantlara alternatif olmasını sağlayan bir başka özelliğidir. Titanyumun sahip olduğu yüksek elastik modül nedeniyle çiğneme hareketleri sırasında şok emiciliği göstermez fakat PEEK materyalinin sahip olduğu kemiğe yakın bir elastisite modülü sayesinde kuvvetlerin emilimi ile kemik üzerinde meydana gelen gerilmelerin azaldığı öne sürülmüştür(27). Osteointegrasyonun başarısı açısından PEEK'i titanyum ve zirkonyum gibi geleneksel implant malzemeleriyle karşılaştıran çalışmalar anlamlı bir fark olmadığını vurgulamıştır ((28).

2.4.5.2. Polietereeterketon abutmentlar: İmplantların body (vida) kısımlarına ek olarak abutmentın da mekanik, biyolojik ve estetik beklentileri karşılanması gerekmektedir. Abutment üretiminde titanyum, altın, zirkonyum ve seramik gibi çeşitli malzemeler kullanılmaktadır ((29). PEEK materyalinden iyileşme başlıkları, geçici ve bireysel dayanaklar üretilebilir Estetiğin öncelikli olduğu durumlarda tatmin edici sonuçlar alabilmek titanyum abutmentlar için oldukça zordur. Estetiği sağlayabilmek için zirkonya veya PEEK abutmentlar tercih edilebilir. Zirkonya abutmentların zamanla intraoral olarak aşınması, mekanik direnç iyi olmaması, su ve su çözeltilerinde ve düşük sıcaklıklarda bozulma ve tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş gibi dezavantajları vardır. İmplant vidasının kırılması komplikasyonlarında PEEK'ten yapılan vidalar daha kolay çıkarılabilir.

2.4.5.3. Polietereeterketon sabit protezler altyapı: Diş hekimliği uzun zamandır kullanılan metal destekli restorasyonların başarılı olduklarını belirlenmiş olmasına rağmen bazı dezavantajlar vardır; korozyona uğrayabilir, alerjiye neden olabilir. PEEK malzemesinin biyoyumluluğu, hafif oluşu, korozyona uğramaması, suda çözünür olmaması, diğer malzemelerle düşük reaktiviteye sahip olmaması gibi özellikleriyle sabit protez uygulamalarında kullanımı uygun bulunmuştur. Ayrıca metalik tat yaratmadığı için hastalar için uygun bir alternatif olabilir(30). PEEK malzemesi seramikten daha kolay tamir edilebildiğinden, ağız içinde aşınmadığından ve işleme sırasında malzeme özelliklerinde bozulma görülmediğinden, kuron materyali olarak kullanılabilir. PEEK'in

grimsi rengi ve opaklığı, monolitik olarak sabit restorasyonlardaki kullanımlarını kısıtlamaktadır. PEEK restorasyonlarının yüzeyinin, rezin kompozitler veya lityum disilikatlar gibi diğer materyallerle kaplanması gereklidir ((31). PEEK alt yapılı sabit diş protezleri için önerilen maksimum pontik aralığı şu anda 2 üye ile sınırlıdır ((23)

2.4.5.4. Polietereeterketon hareketli protezler: Hareketli protezler için kullanılan iskelet materyali geleneksel olarak kobalt-krom (Co-Cr) alaşımlardır. Protezlerin estetik olarak kabul edilememesi, protezin ağırlığı ve metalik tat gibi dezavantajlara sahip olması daha yeni malzeme arayışlarına yol açmaktadır. Beyaz renkte olması ve yüksek direnç özellikleriyle PEEK, metal diş tellerinin ve kroşelerin hazırlanmasında tercih edilebilmektedir ((32). PEEK rengindeki değişikliklerin diğer protez malzemelerine göre daha az olduğu gözlenmiştir ((27). Tam protez üretimi için CAD/CAM sistemi ile PEEK kullanılabilir. PEEK materyali maksillofasiyal defekti bulunan hastalarda da başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. PEEK kullanımı ile geleneksel yöntemlere kıyasla daha hafif bir protez elde edilirken, temas eden dokularda iyi cevap verdiği, hastanın estetik, retansiyon ve konforunun arttığını ifade edilmiştir ((33)

Polietereeterketon hareketli protezin yapımı modelin taranıp bilgisayar ortamına aktarılması ile başlar. Taranan dijital modelde undercutlara block out yapılır. Giriş yolu saptanarak retansiyon alanları belirlenir. Protezin ana bağlayıcısı ve tutucu parçaların tasarımı yapılarak birleştirilir. Tırnaklar sanal olarak konumlandırılır. Tasarımı hazırlanan hareketli protez iskeleti frezeleme ünitesine gönderilir.

2.4.5.5. Polietereeterketon hibrit protez altyapı: Bir profesyonel tarafından takıp çıkartılabilen, desteğinin tamamen implantlardan sağlayan protezler hibrit protez olarak adlandırılır(6)). Hibrit protezler en az dört implant üzerine yapılan fakat duruma göre değişen implant sayısı içerebilen tam ark restorasyonlarıdır.

Polietereeterketon içeren hibrit protezler CAD/CAM ünitesinde bar şeklinde veya kesik diş formunda tasarlanır ve üretilir. PEEK alt yapı üzerine üst yapı oluşturulurken kompozit tabakalama, lityum disilikat kuron, geçici olarak PMMA kullanılır.

2.5.6. Polietereterketon İşleme Yöntemleri

Polietereterketon geleneksel olarak enjeksiyon kalıplama yöntemiyle işlendiği gibi CAD/CAM üretimi de mümkündür. Endüstriyel olarak CAD/CAM için disk ve blok, preslenmiş palet ve granüler formda üretilebilmektedir. Preslenmiş palet ve granüler formlar geleneksel yöntemler için uygundur ve ısıyla presleme veya eritme işlemine ihtiyaç duymaktadır (19)

Tablo 2.4: Polietereterketon'un dental kullanımı

Klinik Uygulamalar	PEEK Formu	Materyal
Geçici İmplant Abutment	Hazır Ürün	PEEK / PEEK + %10 TiO ₂
Geçici Bruksizm Aygıtı	Hazır Ürün	PEEK
Kemiğe Uzun Süreli İmplant Sabitleme	Hazır Ürün	İmplant Düzeyinde PEEK
İmplant Destekli Protez Altyapısı, Kupon-Köprü ve Hareketli Protez	PEEK, PEEK Granül yada CAD/CAM Disk	PEEK, PEEK+ Doldurucu

Dijital teknolojinin ilerlemesine uygun olarak birçok şirket PEEK diskler üretmiştir. Diskler farklı kalınlıklarda (10-30mm) mevcuttur. PEEK diskler 5 eksenli bir CAD/CAM cihazlarında frezlenerek kullanıma sunulur. Hareketli protezler, implant destekli protezlerin alt yapıları ve kupon, köprü gibi uzun süreli kullanılan restorasyonlar üretilebilir. Üretim için bir disk seçmeden önce firmanın sunduğu kullanım endikasyonlarını kontrol etmek önemlidir ((34)

Enjeksiyon kalıplama yöntemi: Dental laboratuvarlarda bulunan pres makinelerine kıyasla enjeksiyon kalıplama makinelerinde polimerlerin işlenmesi iki kat daha yüksek hız ve basınç altındadır. Fakat PEEK materyalinin eritilmesi sonrası doğru şekilde soğutulmayıp, doğru şekilde yeniden kristalizasyonu sağlanmazsa kırılabilirlik, esneklik, renk, biçimsel bozulma vb. gibi mekanik ve fiziksel problemlere yol açabilmektedir. PEEK materyalinin yeniden eritilmesi de doğru ekipmanın kullanılmamasına ve kontrol hatasına bağlı olarak polimerin bozunmasına neden

olabilmektedir. Bundan dolayı, PEEK materyallerin eritilerek işlenmesi, üreticinin önerdiği ekipman ve bu konuda yetkili laboratuvar tarafından gerçekleştirilmelidir.

2.6. POLİAMİD

Polimetilmetakrilat piyasaya sürülmesinden bu yana protez üretimi için kullanılan en popüler malzeme olmuştur. Mükemmel estetik özellik, düşük su emme ve çözünürlük, yeterli mukavemet, düşük toksisite, kolay onarım gibi çeşitli avantajlarına rağmen sahip olduğu polimerizasyon büzülmesi, zayıf eğilme, düşük darbe dayanımı ve düşük yorulma direnci gibi bazı dezavantajları vardır. Naylon, poliamidler olarak bilinen sınıfa ait belirli tipteki termoplastik polimerlerin genel adıdır ve son yıllarda naylon polimer protez kaide malzemesi olarak dikkat çekmiştir. İlk olarak 1928 yılında W.H. Carothers tarafından geliştirilen naylonun kaide materyali olarak diş hekimliğinde tanıtılması 1955 yılına dayanmaktadır(35). Poliamidler bir diamin $\text{NH}_2\text{-(CH}_2\text{)}_6\text{-NH}_2$ ve bir dibazik asit, $\text{CO}_2\text{H-(CH}_2\text{)}_4\text{-COOH}$ arasındaki kondansasyon reaksiyonu ile üretilir. PA kısaltması ile kullanılmaktadır.

Naylon materyali içerdiği amid grubu etkisiyle polar çözücülere karşı hassastır. Bu sebeple su emilimi sıklıkla karşılaşılan bir komplikasyondur, materyal ağırlığının %2,5 kadarı kadar su emilimi gerçekleştirebilmektedir(36). Su emilimi sıcaklık arttıkça artmaktadır bu sebeple naylon materyali sıcak su ile kullanılmamalıdır. Bununla beraber karboksil grup uzunluğu da su emilimini etkilemektedir; uzun zincirli (naylon 11) naylon kısa zincirli (naylon 6) naylona göre daha az su emilimi gösterir. Karboksil grubunun artması ve zincirin uzaması yapıyı daha esnek bir hale getirir; kısa zincirli naylon uzun zincire kıyasla daha güçlü, bükülmez ve kırılındır.

Polimetilmetakrilat amorf bir materyal iken naylon kristalize bir polimerdir. Kristallik özelliği naylonun çözünürlüğünün olmamasının yanı sıra yüksek ısı direnci ve yüksek mukavemeti de sağlar. Ayrıca ısı ile polimerize olan rezinlerden daha elastik olması, diğer kaide materyallerine alerjisi ola durumlarda kullanılabilmesi, polimerizasyon büzülmesini ve buna bağlı deformasyonu kontrol etmek kimyasal polimerizasyon yerine revetman kullanılması diğer avantajlarıdır ((37). Öte yandan, bu malzemenin su emme, yüzey pürüzlülüğü, bakteriyel kontaminasyon, renk bozulması ve parlatma zorluğu gibi çeşitli problemleri olduğu bildirilmektedir(38)).

2.6.1. Poliamid'in Diş Hekimliğinde Kullanımı

Diş hekimliğinde poliamidlerin ilk kullanımı 1950'li yıllarda Matthews ve Smith tarafından olmuştur. Geleneksel protezlere alternatif olarak tercih edilen poliamidten, o yıllarda ortodontik aygıtların yapımında da faydalanılmıştır. Kaide materyali dışında bu materyaller sütür materyal, cerrahi membran ve esnek cerrahi protez materyali olarak da kullanılmaktadır(39)). Pedodontik olarak diş eksikliklerinde yer tutucu olarak kullanımı mevcuttur.

2.6.1.1. Poliamidlerin kaide olarak materyali olarak kullanımı: Protez materyali olarak tek ve çift taraflı dişsiz sonlanan bölümlü çenelerde, tam dişsizlikte, geçici ve immediate protezlerin yapımında kullanımı önerilmiştir. Ayrıca obtüratörlerin ve diğer maksillofasial protezlerin yapımında da uygundur.

Esnekliği sayesinde andırkat altındaki bölgelerde retansiyon sağlar ve takıp çıkarılmayla tekrar eski orijinal pozisyonuna döner. İnce, hafif ve esnektir, leke ve kokuları absorbe ederek hastaya konfor sağlar. Hastanın doğal dişeti rengine yakın renk alternatifi sunar. Klinik olarak neredeyse kırılmaz yapıdadır, akrilikten daha dayanıklıdır, iyi retansiyon, iyi hasta konforu, iyi estetik, çözücülere karşı dayanıklılık hipoallerjenik olması avantajlarıdır ((40,41)). Bununla beraber poliamidlerin kaide materyali olarak kullanımının dezavantajları ise aşağıdaki şekildedir:

- Metal kadar inceltilemez, üretici önerilerinden daha ince olduğu durumlarda materyalde kırılma gözlenebilir.
- İletken olmadığı için sıcak ve soğuk gıdaların tüketiminde hastanın yemek yemeden aldığı zevk azalabilir.
- Esnek olmanın yanı sıra yüksek su emilimine sahip olması, birkaç haftalık kullanım sonucunda yüzey pürüzlülüğünde artış, lekelenme olur.
- Laboratuvar ücretleri kısmen daha pahalıdır.

Yüksek travma riski altında olan sporcular, atletler, itfaiye görevlileri, askerler ve polisler, hapisane çalışanları ve fiziksel şiddete maruz kalabilecekler için materyalin esnek olması güvenilirlik sağlar

2.7. BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM / BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) son 25 yılda diş hekimliğinin giderek daha popüler bir parçası haline gelmektedir. Bu teknoloji hem diş laboratuvarında hem de diş kliniklerinde kullanılabilir. Sistemin temeli çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak farklı bloklardan üretim yapması esasına dayanır.

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemleri farklı çalışmalarda kullanılabilir. Ortodonti alanında estetik nedeniyle şeffaf plak kullanımına ilave olarak lingual sistem için teller ve braket sistemleri CAD/CAM ile üretilir. Ayrıca ortodontik mini implantlar, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak da konumlandırılabilir. İmplant abutmentleri ve implantların yerleştirilmesine yönelik cerrahi kılavuzlar CAD/CAM aracılığıyla üretimi yaygınlaşmaktadır. Maksilofasiyal protezler, yapay kulak, yapay burun protezi CAD/CAM ile üretilebilmektedir. Aynı zamanda travma veya tümörlerin çıkarılmasını takiben bazı kemik kusurları da CAD CAM yoluyla implantlar üretilerek tedavi edilmektedir. CAD/CAM sistemlerinin protetik olarak kullanımı oldukça geniştir. Çıkarılabilir tam ve bölümlü protezler, kuron ve köprüler, inlay, onlay ve veneerler teknolojik yöntemler kullanılarak üretilebilir.

2.7.1. Dental CAD/CAM Sistemlerinin İşleyişi

CAD/CAM sistemleri tarayıcı (scanner), dizayn yazılımı (software) ve donanım (hardware) olmak üzere 3 komponentten oluşur. Bu komponentlerle ilişkili olarak bütün CAD/CAM sistemleri teknik olarak 3 aşamadan oluşur. Bunlar verilerin toplanması, restorasyonun dizaynı ve restorasyonun üretimidir.

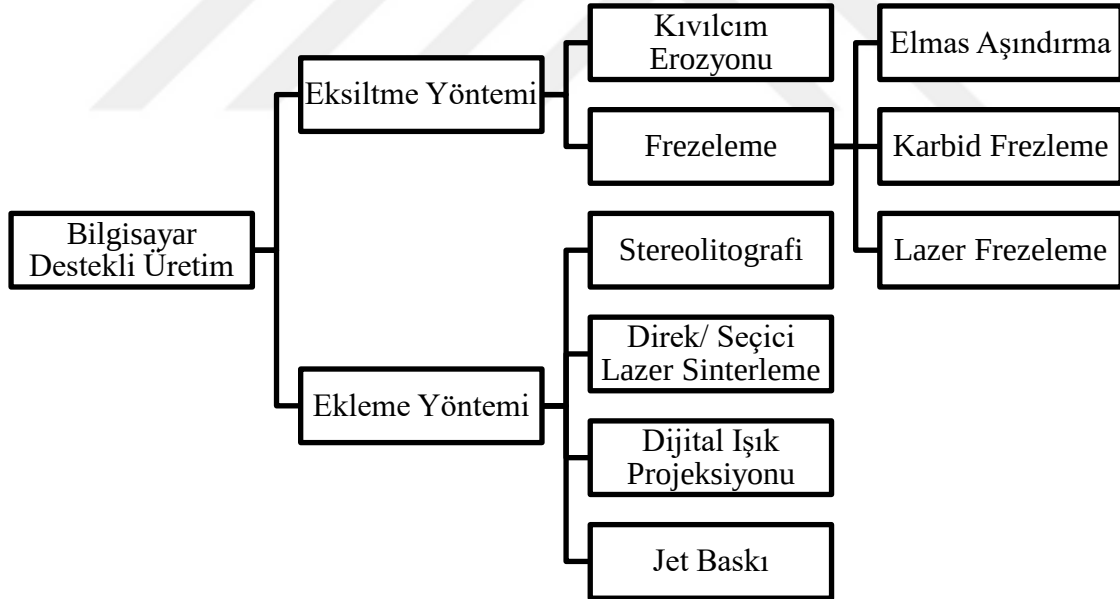
CAD/CAM kullanarak yapılacak restorasyonun ilk aşaması verilerin toplanmasıdır ve bu işlem tarama ile yapılır. Optik yüzey tarayıcı alet ile ağız içi taranarak elde edilen veriler monitörde 2 boyutlu (2D) veya 3 boyutlu (3D) görüntüler olarak görünür. Nesnenin tek ve uyumlu veri grubunun oluşturulması için CAD yazılımı ile her bir taramadan elde edilen veri noktaları sıralanır, birleştirilir ve bileşke veri noktaları üç boyutlu yüzey modelini oluşturmak için kullanılır.

İkinci aşama verilerin işlenmesidir. Taramalar uygun yazılım kullanılarak elektronik olarak incelenir. Üç boyutlu CAD yazılımı ile taranmış yüzey modelde protez

şekillendirilir. Son aşama üretimdir ve yapılacak protezin boyutuna göre seçilen materyal cihazın kesici bölümüne yerleştirilir ve protez şekillendirilir.

2.7.2. Dental CAD/CAM Üretim Teknikleri

CAD/CAM sistemlerinde restorasyonlar eksiltme (Subtractive) veya ekleme (Additive) yöntemleriyle yapılabilmektedir (Tablo 2.4). Günümüz diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM tekniğinin prensibi, eksiltme yöntemine dayanmaktadır. Bu sistem prefabrik bir bloktan restorasyonun kesilmesini içerir. Eksiltici üretim yöntemleri kıvılcım erozyonu (spark erosion) ve frezeleme şeklindedir. Endüstrisinden dental kullanımına aktarılan en son teknoloji lazer frezelemedir. Eklemeli 3D baskı teknikleri arasında SLA, dijital ışık projeksiyonu (DLP), jet (PolyJet / ProJet) baskı ve doğrudan lazer metal sinterleme (DLMS) / seçici lazer sinterleme (SLS) bulunur. Bu yöntemler tabakalama esaslıdır ve hızlı prototipleme yöntemi olarak da adlandırılır(42)



Şekil 2.2: Bilgisayar destekli üretim teknikleri

2.7.3. Dental CAD/CAM İş Akışı

CAD CAM restorasyonları üç farklı yolla üretilebilir.

Ölçü alımını takiben aynı anda restorasyonun üretimini sağlayan sistem chair-side olarak tanımlanır. Laboratuvarın katkısını gerektirmez ve restorasyon aynı seansta yapılır. Zaman kazandırır fakat pahalıdır ve hastaya ekstra maliyet getirir.

Laboratuvar üretimi geleneksel yöntemle benzerlik gösterir. Klinikte diş hekiminin aldığı geleneksel ölçü, laboratuvara gönderilir. Ölçüden model oluşturulur ve laboratuvarı teknisyen taramayı model üzerinden yapar. Restorasyon bu tarama üzerinden üretilerek hekime ulaştırılır.

Diğer bir yöntem merkezi üretimdir. Hastadan alınan geleneksel ölçü üzerinden tarama yapılır. Yapılan tarama sonrası elde edilen veriler çevrimiçi olarak ana üretim merkezine gönderilir. Alt yapısı üretim merkezinde hazırlanan restorasyon hekime gönderilir.

Tablo 2.5: Farklı CAD/CAM sistemleri

Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemleri			Cerec Evolution 4D Dentist
Laboratuvarda Sistemleri	Kullanılan	CAD/CAM	Cerec inLab DCS Preci-Fit Cercon Everest Zenotec Katana
			Procera Lava
Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri			

2.7.4. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinde; feldspatik seramikler, lüsit ile güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler, oksit seramikler, cam infiltre oksit seramikler, sinterlenen oksit seramikler, nanoseramikler, hibrit seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler kullanılabildiği gibi bu sistemlerde kompozitler, metaller ve polimerler ile de çalışılabilir ((43,44)).

2.7.5. Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları ve Dezavantajları

CAD/CAM uygulamaları beraberinde birçok avantaj da getirmiştir.

- Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini kısaltmıştır.
- Daha iyi restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlamıştır.
- Hata potansiyelini oldukça azaltmıştır.
- İndirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek çapraz kontaminasyon riskinin önüne geçmiştir.
- Final restorasyonun nasıl sonuçlanacağını kontrol ve tahmin etmek kolaylaşır.
- Daha iyi restoratif materyaller daha kısa süre içinde elde edilir.
- Seramik materyallerin kondansasyon, eritme, kaynaştırma işlemlerinin nispeten azalmasına bağlı olarak daha dayanıklı, daha uzun ömürlü restorasyonlar sağlanır.
- Standart alçı modellerin aksine tüm taramalar bilgisayarda saklanabilir ve gerektiğinde tekrar kullanılabilir.

Bu avantajlarla beraber bazı dezavantajlar da mevcuttur:

- Üretim maliyeti fazladır.
- Dijital tarama, yumuşak doku yönetimi, retraksiyon, nem kontrolü ve hemostaz gerektirir. Derin subgingival marjinlere sahip bölgelerin dijital aktarılması zordur. Retraksiyon böyle durumlarda zorunlu hale gelmektedir(45).

2.7.6. CAD/CAM Hareketli Protezler

Günümüzdeki teknolojik gelişmeler çıkarılabilir protezlerin üretimi için bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) teknolojisine sahip farklı sistemlerin kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Bir asırdan uzun süredir kullanılan geleneksel olarak işlenmiş protezlere kıyasla, CAD / CAM protezleri bazı önemli avantajlar sunmaktadır. Bunlara örnek olarak artık monomerin, polimerizasyon büzülmesinin, hasta ziyaretlerinin sayısının ve bakteriyel tutulumun azaltılması, kaide fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi, dijital kayıtlı hasta bilgileri, geliştirilmiş kaide adaptasyonu örnek verilebilir (46,47).

Günümüzde CAD / CAM hareketli protezlerin üretimi için 5 sistem mevcuttur: AvaDent (Global Dental Science), Baltic Protez Sistemi (Merz Dental GmbH), Ceramill Tam Protez Sistemi (Amann Girrbach AG), DENTCA/Whole You (DENTCA, Inc; Whole You, Inc) ve Wieland Dijital Protez (Ivoclar Vivadent, Inc).

AvaDent sistemi 2 tip protez sunmaktadır. Monolitik olan AvaDent XCL, dişler ve kaide tek bir ünedir. XCL1 protezi, dentin formundaki olan tek katmanlı bir dişe sahiptir. X2 protezi, doğal morfolojiye sahip dentin ve mine katmalı dişe sahiptir. Başka bir protez türü, kaideye sonradan eklenen dişlere sahiptir. Tam protezlere ek olarak, AvaDent sistemi klinisyenlere geçici protez, tek protez, kaide, radyografik kılavuz geçiş protezi, doğrulama jigleri ve hibrit implant protezleri yapımında kullanılır.

Baltic Protez Sistemi, hastalara 2 aşamada protez sağlamak üzere tasarlanmıştır. İlk aşama sisteme özel KEY Set (Merz Dental GmbH) bileşenleriyle ölçü alımıdır Bu set üzerinde dişler olan kayıt kaidelerini ve çene ilişkini kayıt etmek için KEYLock adı verilen özel bir cihazı içerir. Laboratuvar, klinisyenin gönderdiği tüm kayıtları tarayıp, verileri Creator yazılımı (Merz Dental GmbH) kullanarak işler. Tasarım onayından sonra protezler 5 eksenli CAM cihazında frezelenir.

Ceramill sisteminin dijital iş akışı laboratuvarında başlar ve protez teknisyeni tarafından tasarlanır. Klinisyenin tüm hasta kayıtlarını laboratuvara iletmesinin ardından modeller ve kayıtlar optik 3 boyutlu (3D) tarayıcı(Ceramill Map400, Amann Girrbach AG) yardımıyla dijitale aktarılır. Tasarım ardından kaide mumdun üretilir, üzerine protez dişler yerleştirilir ve klinikte provası yapılır. Klinisyenin onayından sonra protezler geleneksel olarak işlenir.

Sadece protez tasarımı ve kaşık imalatı üzerine yoğunlaşan DENTCA Inc. ve üretim üzerinde çalışan Whole You Inc birlikte çalışmaktadır. Sistem, 2 farklı yöntem kullanarak protezlerin üretilmesine sağlar: İlk yöntemde, 3D baskı veya hızlı prototipleme ile bir deneme protezi üretilip doğrulanır ve daha sonra geleneksel olarak özel bir 3D baskı kullanılarak işlenir. İkinci yöntemde, protez kaidesi 3D yazıcı tarafından üretilir ve protez dişleri basılı kaideye sonradan eklenir.

Wieland Dijital Protezlerinin üretimi için üç aşama gereklidir. Sistem protezlerin üretimi için eksiltici yöntem kullanmaktadır. Klinik kayıtlar mevcut protezlerin çoğaltılması ve üreticiye gönderilmesi, dijital olarak tasarlanmış ve frezelenmiş mum kullanılması veya dijital olarak tasarlanmış ve özelleştirilmiş ölçü kaşıklarına entegre

ısıрма plakları ile elde edilebilir, Ölçüler ve kayıtlar taranır, oklüzal düzlem belirlenir. Bu aşamada dişler yazılım kütüphanesinden seçilir, Dişeti rengi kaide ve dişler ayrı ayrı basılarak klasik yöntemle birleştirilir(48)).

2.7.7. Polietereketon'un Dental CAD/CAM Uygulamaları

Yöntem ve materyalin özellikleri stabil kalmakla birlikte dijital iş akışının hassasiyeti ve doğruluğu ve tekrarlanabilirliğinden yararlanılarak daha hassas üretim yapılabilmektedir. PEEK'in CAD/CAM ile işlenmesi eksiltme ve ekleme yöntemleriyle yapılabilmektedir. PEEK işlenmesi bilgisayar destekli yöntemlerde frezeleme veya ürün eklenmesi şeklinde yapılabilir(49)). PEEK materyalinin eksiltme yöntemiyle işlenmesi için disk veya blok şeklinde frezelenmiş formların kullanılması gerekmektedir. Bilgisayar destekli dizayn edilen tasarım freze makinasında üretilir. Frezeleme için karbid frezler yeterlidir. Metal alt yapılara kıyasla, PEEK materyali CAD/CAM üretimi açısından, kullanılan frezlerde daha az aşınmaya, daha hızlı üretim ve kullanılan frezlerin daha uygun maliyetli olması gibi avantajlara sahiptir. Ek olarak bu materyalleri üretmek için gerekli ekipman metal alt yapıların frezelenmesi için gerekli olan ekipman kadar pahalı değildir.

Ekleme yöntemi ile PEEK işlemede sıklıkla eriyik yığma modelleme (FDM-fused deposition modelling tercih edilir(50)). FDM yöntemiyle üretim şekli CAD programında üç boyutlu dizayn yapılması ve tasarımın sistem tasarımı ince tabakalara ayrılmasıyla başlar. Bunun ardından bir hazneden istenen materyal ve başka bir hazneden destekleyici olmak üzere 2 materyal çözünerek nozula gider. Nozul ısıtılarak materyaller eritilir ve damlaların nozuldan çıkması ve çıkar çıkmaz sertleşmesi yoluyla tabakalar oluşur. Üst üste gelen tabakalar tasarımı oluşturur. Model tamamlandıktan sonra destekleyici materyal mekanik olarak kolaylıkla çözünür ((51)

2.8. PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE RENK

2.8.1. Renk Kavramı

Elektromanyetik dalgalar çevremizde her yerdedir ve görünen ışık sadece bu dalgaların küçük bir parçasıdır. Fotonlardan oluşan ışık hareketi dalga şeklindedir. Dalga boyu nanometrelerle ifade edilen görünür bir elektromanyetik enerji olarak tanımlanır ((52)

Radyo, mikrodalga, kızılötesi, ultraviyole (UV), x-ray ve gama ışınları olarak adlandırılan dalgalar insan gözü tarafından görülemez ve bu nedenle “görünmez” spektrum olarak adlandırılır. İnsan gözü tarafından görülen beyaz ışığa görünür ışık denir. Görünür ışığın dalga boyu 380 nm ila 780 nm arasındır ((53).

Beyaz gökkuşağındaki tüm renklerin karışımıdır ve aslında beyaz değildir. Beyaz ışık, kristal prizmadan geçerse kırılır. Her dalga boyunun yönü farklı bir miktarda değişir ve böylece görünür spektrum renkleri ortaya çıkar(53). Görünür ışığın çeşitli dalga boylarının absorpsiyonu ve yansımalarıyla algılanır farklı renkler algılanır. Işık tamamen yansıtılırsa beyaz, tamamen absorbe edilirse siyah görünür. Kırmızı, yeşil, mavi, çivit ve mor dalga boylarını absorbe eden ve sarıyı yansıtan bir cisim sarı görülür ((52).

2.8.2. Rengin Algılanması

Işık dalgalarındaki titreşimlerin retinadaki reseptörlerle algılanması ve bu uyarıları optik sinirler aracılığı ile beyine göndermesi sonucunda renk kavramı oluşmaktadır(54) Gözlemcinin subjektif bir deneyimi olan renk, cisim ile ışık enerjisinin fiziksel etkileşimine verilen psiko-fiziksel bir yanıt olarak tanımlanmaktadır ((55).

Rengi etkileyen üç ana etken ışık kaynağı, nesne ve gözlemcidir. Bu faktörler değişkendir ve herhangi biri değiştiği zaman renk algısı değişmektedir(56) Bir cismin rengi, yalnızca retinal görüntüsündeki ışığın spektral bileşimine bağlı değildir. Koşullar ve çevre önemlidir. Cismin görünümü, arka planın spektral bileşimine bağlı olarak değişebilir veya yansıyan ışık farklılıklarına rağmen aynı kalabilir. Cisimden spektral yansıma ya da iletim, o cismin rengini belirler. Cismin spektral yansıma ya da iletim eğrisi grafiksel bir eğridir ve sayısal olarak o rengi tanımlamanın bir yoludur(56)) .

Cisimlerin renk farklılıkları grafikteki absorbe edilen ya da yansıyan enerji ile tanımlanır. Renk algılamasını etkileyen faktörler; ışık şiddeti, renk reseptörlerinin yorgunluğu, cinsiyet, yaş, hafıza ve kültürel geçmiştir(57).

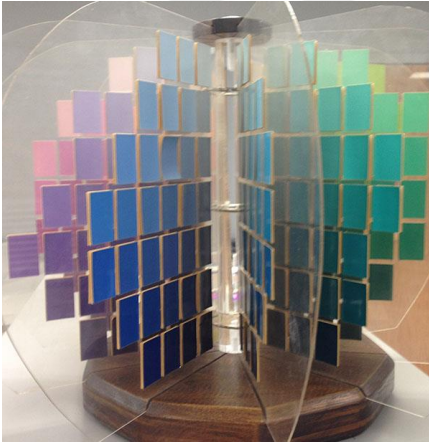
Beyaz bir zeminde kırmızı bir cisme uzun süre bakıldığında, reseptör yorgunluğuna bağlı yeşil ton görülür. Bu nedenle eğer hastaya yoğun renkli bir zeminde bakılıyorsa; seçilen hue, zemin renginin tamamlayıcı rengine kayar. Renk algılamasının doğruluğu, ışık tarafından uyarılan retina alanının büyüklüğüne de bağlıdır. Işığın yoğunluğu, gözbebeğinin daralıp genişleme miktarını kontrol ederek retinanın ışıkla karşılaşan alanını belirlemektedir.

Yaşlanma, ilaç kullanımı veya hastalıklar nedeniyle gözbebeğin bu fonksiyonunda değişiklik olması ayrıca yaşlandıkça göz merceğinin bulanıklaşması ve renklenmesi nedeniyle rengin algılanması da değişmektedir ((58)

2.8.3. Renk Tanımlama Sistemleri

Bütün renkleri herkesin tanıyacağı, evrensel bir şekilde ifade edebilecek sistemler geliştirilmiştir. Dış hekimliğinde renkle ilgili yapılan çalışmalarda, Munsell renk sistemi ve CIE renk sistemi olmak üzere iki temel renk sistemi kullanılmaktadır. Günümüzde bilgisayar sistemleri ile sayısal görüntülerin kliniklerden laboratuvara direkt olarak iletilebilmesi nedeniyle bu sistemlerde kullanılan RGB gibi renk ölçekleri de dolaylı olarak dış hekimliği uygulamalarında yer almaktadır.

2.8.3.1. Munsell renk sistemi: Munsell sistemi rengi tanımlamak için en sık başvurulan yöntemdir. Tutarlılık, esneklik, kullanım kolaylığı gibi nedenlerle dış hekimliğinde renk seçiminde tercih edilir ((59,60)



Şekil 2.3: Munsell renk sistemi

1915 yılında yayınlanan Munsell Renk Sistemi Atlas'ında renklerin üç boyutlu sıralanması bir renk ağacında sunulmuştur (Şekil 2.2). Renkler, üç boyutlu olarak silindirik koordinatlarda gösterilmektedir(61). İçi dolu küre veya silindir şeklindeki üç boyutlu figürün merkezinde renksiz veya akromatik eksen yer alır; saf beyaz renk en üstte, saf siyah renk ise en alttadır. Bu sistemdeki üç değişken, Munsell Hue (hue), Munsell Value (lightness) ve Munsell Chroma (saturation)'dır(56,62).

Hue: Munsell'in sözleriyle, "bir renk ailesini diğerinden ayırt ettiğimiz tanımdır; sarıdan kırmızı, yeşilden mavi veya mor olarak" tanımlanır ve kavramlar içinde anlaşılması en kolay olanıdır(63)). Renkler silindirin çevresinde düzenlenmiştir. Beş ana (mor, mavi, yeşil, sarı, kırmızı) ve beş ara (mor-mavi, mavi-yeşil, yeşil-sarı, sarı-kırmızı, kırmızı-mor) renge ayrılmaktadır(64)

Diş hekimliğinde ana renk yaygın olarak Vita klasik renk skalasında hue (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) A, B, C, D harfleriyle temsil edilmektedir ((65). Value ve Chroma'ya anlamak daha zordur ve genellikle birbirleriyle karıştırılmaktadır. Bu boyutlara özel dikkat gösterilmelidir.

Value: Value açık bir rengi koyu bir renkten ayırt etmemizi sağlar ve Munsell renk ağacından geçen akromatik (renksiz) kutup ekseni ile ilgilidir ((63). Silindirin ortasından geçen dikey eksen üzerinde değerlendirilir. En altta siyahtan başlayarak en üstte beyaza kadar gri rengin tonlarını temsil eder ((64)

Value parlaklık olarak adlandırılır. Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarıdır. Munsell, parlaklığı siyah beyaz bir skala olarak tarif etmiştir. Parlak cisimler daha az miktarda griye sahipken, düşük oranda parlaklığa sahip cisimler ise fazla miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünür(65)). Dişlerin kolesinin parlaklık değerinin düşük olması sebebiyle bu bölgelerde ana rengin değerlendirilmesi de oldukça güçtür.

Chroma: Chroma, güçlü bir rengi zayıf olandan ayırt ettiğimiz değerdir(63). Chroma yatay yönde ve merkezden periferiye doğru artmaktadır ((64,66)

Ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eder. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır. Yoğunluk arttığı zaman parlaklık azalır. Yoğunluk Vita renk skalasında numaralarla gösterilir. Chroma ve value arasında ters orantı vardır. Chroma artıkça value azalır ((65)

2.8.3.2. CIE (Commission International de L'e Clairage/ International Commission on Illumination) Lab: 1986 yılında kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (International Commission on Illumination, 1986); renk, görünüm gibi alanlarda standart bir ışık kaynağında, standart bir gözlemci ve verilen bir renge insan görme sisteminin yanıtını gösteren tristimulus değerlerinin hesaplanmasında yetkili bir organizasyondur. Renk ölçümlerinde uluslararası bir standart olarak kabul edilen "Commission International de L'eclairage (CIE)'nin tristimuluslu (üç uyaranlı) standart

gözlemci eğrisi, ilk olarak 1931 yılında açıklanmıştır ve belirli bir rengin tristimulus değerleri bu eğriden elde edilmektedir. Bu tanımlamaya göre tüm renkler, başlıca üç rengin, yani kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavinin (Z) çeşitli miktarlarda karışımı ile elde edilir(67)).

1976 yılında, CIE daha belirleyici bir renk tanımlaması yapmıştır. CIE Lab; renk algılamasının insan gözündeki üç ayrı renk reseptörüne (kırmızı yeşil ve mavi) bağlı olduğunu kabul eden teoriyi destekler ve günümüzde en popüler renk sistemlerinden biridir(56,68). Bu sistemde renk tespitinde $L^*a^*b^*$ değerleri kullanılır ve bu değerler üçlü uyaran X, Y ve Z değerlerinden hesaplanır.

CIE Lab renk sisteminin avantajı, görsel renk algılaması esasına göre renk aralıklarının eşit mesafede, düzenli bir şekilde düzenlenmiş olmasıdır ((67).

- L^* eksen, rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarını belirler. Mükemmel siyah rengin L^* değeri 0, mükemmel beyaz rengin L^* değeri ise 100'dür ((56) Cismin parlaklığını tanımlayan L^* değeri, Munsell sistemindeki value değerine benzerdir.
- a^* değeri kırmızı/yeşil eksenindeki rengi tanımlar; pozitif a^* rengin kırmızı bileşeninin, negatif a^* ise yeşil bileşeninin daha fazla olduğunu gösterir.
- b^* değeri sarı/mavi eksenindeki rengi belirler; pozitif b^* sarı bileşeninin, negatif b^* ise mavi bileşeninin daha yoğun olduğunu gösterir (69).

a^* ve b^* koordinatları beyaz ve gri gibi nötral renklerde sıfıra yaklaşırken, daha doygun ya da yoğun renklerde ise artmaktadır ((70). a^* ve b^* değerleri, renk algısının yoğunluk kısmının belirleyicileri olsalar da Munsell sistemindeki hue ve chroma ile bire bir örtüşmezler.

Örneğin, kırmızı bir elmanın rengi A harfi ile gösterilir. Diyagramdaki koordinatları ise $L^*=42.83$, $a^*= 45.04$ ve $b^*= 9.52$ 'dir. A2 renkli bir porselenin rengi ise yüksek bir $L^*(72.99)$ değeri, düşük bir $a^*(1)$ değeri ve yüksek bir $b^*(14.41)$ değeri ile belirtilir(57)).

2.8.4. Renk Tespit Yöntemleri

Diş renginin belirlenmesi amacıyla kâğıt, porselen ya da akrilik renk eşleştirme rehberliği ile karşılaştırma gibi subjektif yöntemler ile kolorimetre, spektrofotometre ve görüntü analiz yöntemleri gibi cihaz kullanımına bağlı objektif yöntemler kullanılmaktadır ((71)

2.8.4.1. Subjektif yöntemler: Dental restorasyonlarda en sık uygulanan yöntem standart renk skalası ile dışın aynı ışık altında gözlemlendiği ve görsel olarak karşılaştırıldığı yöntem olsa da renk uyumun sağlanması için birçok araç bulunmaktadır. Kişisel gözlemlere dayanan renk değerlendirmelerinin her zaman tutarlı olmadığı, kişinin tekrarlayan gözlemlerinde ve kişiler arası gözlemlerde uyumun değişebildiği ortaya konulmuştur. Yanı sıra ticari renk eşleştirme renk rehberlerinin birçok eksikliği olduğu da bildirilmektedir.

Görsel renk analizinin üç dezavantajı vardır ((72) Bunlar renk skalalarındaki renklerin yetersiz olması, seçen kişiler ve farklı saatlerde standardizasyon sağlanamaması, elde edilen sonuçları CIE renk sisteminde göstermek olanaksızlığıdır.

2.8.4.2. Cihaz kullanılan yöntemler: Aletli renk analizi, optik aletlerle nesnenin yansıttığı ışık analiz edilerek yapılmaktadır. Nesnelerin rengi hakkında tutarlı, güvenilir ve miktarsal veri sağlanır. Rengin homojen olmaması, floresan etki ve metamerizm olasılığı, translusent materyali etkiler. Bu nedenle aletle, translusent materyaller üzerinde çalışırken bu kısıtlamalar göz önünde bulundurulmalıdır ((73,74). Diş hekimliğinde renk tespiti için tasarlanmış ilk enstrüman (Chromascan, Sterngold, Stamford, Conn) 1980'li yılların başında tanıtılmıştır((75)). Ara yüzlerde kullanımı zor olduğundan yetersiz sonuç verdiği için başarılı olamamıştır.

Kullanılan aletler kolorimetre, spektrofotometre ve dental kameralardır.

Kolorimetre:

Tristimulus kolorimetre, ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre renk ölçümü yapan bir cihazdır ((57,76). Gözdeki algılayıcılarla aynı özellikteki üç renk filtresi yardımıyla yansıyan ışık ışınlarını kırmızı, yeşil ve mavi renk oranında çözümleyerek CIE'nin belirlediği standart gözlemci ile standart aydınlatma koşullarında tristimulus değerleri ile hesaplama yapmaktadır(59,76). Cihazın hassasiyeti ve tekrarlanabilirliği

filtrelerinin eskimesine bağılı zayıftır. Filtrelerin CIE renk tespit sistemi ile uyumluluğı iyi değıldir. Bunun yanında kolorimetreler metamerizm miktarını da belirleyemezler(75)).

Shade Eye NCC (Natural Color Concept) Chroma Meter (Shofu Dental); ikinci kuşak modern tristimulus kolorimetredir. Cihaz dairesel ölçüm geometrisine sahiptir. Titreşimli ksenon flaş ile aydınlatma yaparak probu vasıtasıyla yüzeye temas ederek çalışır. Cihaz kalibre edildikten sonra ölçülen diş e ait numara el aletinin arkasındaki menüden seçilerek ölçüme başlanır. Ortalama rengin tespiti için üç/beş ölçüm yapılır. Veri kızılötesi ile cihaza aktarılır. Cihaz, ölçüm sonucunda dişin numarasıyla birlikte Vitapan klasik renk skalasına göre en uygun rengi tespit eder.

Çalışmalarda kolorimetre ile elde edilen sonuçların yüksek derecede tekrarlanabilir olduğı bildirilmiştir ((59). Kolorimetrelerin avantajları kullanım kolaylığı ve spektrofotometreye göre daha ekonomik olmasıdır ((75). Bununla beraber maliyetlerinin fazla olması, düze ve eğimli yüzeylerde uyumsuz sonuç vermesi ve ışık saçılmasından etkilenebilmesi (edge loss, , ışık demeti yarı saydam bir materyale ulaştığında lateral saçılması) kolorimetrelerin dezavantajları olarak sayılabilir ((77,78)

Spektrofotometre:

Örnekten yansıyan ışık miktarının referans alınan 5, 10, 20 nm aralıklarla görünebilir spektrumdaki beyaz geçişine oranını ölçmek için tasarlanmıştır ((68,75). Spektral yansıtma fonksiyonu ile cismin renk parametreleri hesaplanmaktadır(76)

Yüzey rengini ölçmede en çok kullanılan yöntemdir. Kalite kontrolü amaçlı sık kullanılır. Porselenler, restoratif rezinler, yapay dişler, dental materyaller ve renk skalalarındaki renk değışiminin tespitinde kullanılmaktadır. Dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda spektrofotometrenin in-vivo diş rengi ölçümünün güçlüğü ve maliyetinin fazla olması gerekçeleriyle yaygın kullanımının zor olduğı bildirilmiştir ((59)

Spektrofotometrelerin avantajları objektif, standart koşullarda hatasız ve tutarlı sonuç verme ve metamerizm değılendirebilmedir(77). Bunula beraber spektrofotometrelerin pahalı olması, klinik kullanım ve standardizasyon güçlüğü dezavantajları da mevcuttur ((79,80).

Dijital Kamera:

Dijital kameraların renk ölçümünde kullanılması giderek popüler hale gelmiştir. Avantajı tüm cismin renk görünümünün görüntüler halinde izlenebilmesidir. Kolorimetrik ve multispektral olarak iki farklı yaklaşım kullanılır.

Kolorimetrik yaklaşımda X, Y, Z tristimulus değerleri bir formül ile hesaplanarak Red (R), Green (G), Blue (B) olarak ifade edilir ((75). Bu işleme “kamera kalibrasyonu” adı verilir. Bu amaçla en çok tercih edilen yöntem, bilinen XYZ değerlerinin bulunduğu bir referans tablo yardımıyla kameranın ayarlanması ve her parça için ortalama RGB değerlerinin bu şekilde kaydedilmesidir.

Dijital fotoğraf ve spektrofotometrenin birlikte kullanımı renk tespitinde kullanılan yeni bir yöntemdir(75)). Bu yöntemde hastanın dişlerine yakın üç-dört farklı renk tespit edilerek 35 mm kamera ile önceden ayarlanmış bir ışık kaynağında fotoğraf alınır. Ölçü ve fotoğraf laboratuvara gönderildikten sonra teknisyen hastanın diş rengini ve skaladaki rengi fotoğraftan tespit eder. En yakın seçim için bir bilgisayar programından yararlanır. Bazı gözlemciler enstrümantal ölçümler ve insan gözlemleri arasında önemli bir korelasyon bulmuşken, diğerleri önemli bir uyuma bulmamıştır(70)).

2.8.5. Renk Değişiminin Değerlendirilmesi

İki renk arasındaki fark veya mesafe, renk biliminde önemli bir yer tutmaktadır. Yaygın olarak renk uzayında öklid mesafesini kullanarak fark bulunur. Bunun dışında Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) tarafından uzaklık ölçütü DeltaE (ΔE) olarak adlandırılır. Materyallerin $L^*a^*b^*$ değerlerinde değişiklik olmaması ΔE değerinin sıfır olduğunu gösterir. ΔE değeri arttıkça materyallerin renk değişimi belirginleşir. Bu nedenle belli bir değerin üzerindeki farklar görsel olarak algılanır. Diş hekimliği alanında renk uyumu açısından göz tarafından algılanamayan farklar kabul edilebilir.

Renk farkı için farklı formüller kullanmıştır; bunlar CIE76, CIE94 ve CIEDE2000'dir. Üç algoritma arasındaki tutarsızlıklar nedeniyle, ΔE 'nin tam anlamı, hangi formülün kullanıldığına bağlı olarak değişir. ΔE bize kesin bir cevap vererek değil belirli durumlarda uygulamak için yararlı bir ölçüm olarak kullanılır. Çalışmalarda CIEDE2000 formülünün, insan gözünün algılanan renk farklılıklarını CIELab formülünden (DE^*ab) daha iyi yansıttığı sonucuna varılmıştır(81)).

CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk değişim formülü (Şekil 2.3), Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE, Commission Internationale de l'Eclairage) tarafından tüm değişkenlerin eşit değerlendirildiği diğer sistemindeki eksiklikleri gidermek için gözün algısını daha baskın biçimde etkileyen faktörlerde modifikasyonlara gidilerek, kabul edilebilir ve algılanabilir renk değişimini daha uygun ve doğru biçimde saptayabilmek amacıyla geliştirilmiş bir formüldür(82)).

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \cdot \frac{\Delta C' \cdot \Delta_1 t'}{S_C S_H}}$$

Şekil 2.4: CIEDE 2000 formülü

Normal görüşe sahip bir gözlemci görüşü ile D65 değerine sahip 1000 lx aydınlatma altında doğrudan kenar teması ile nötral gri yüzeyde homojen cisimden yapılan ölçümlerde $k_L=k_C=k_H=1$ değerleri referans alınır.

L^* , a^* ve b^* değerleri arası fark matematiksel olarak ΔE değeri ile ifade edilir. İnsan gözünün renk farklılıklarını gözlemesi sınırlıdır ve ΔE değerinin “1”in altında olduğu durumlarda insan gözü farkı algılayamadığı; ΔE değerinin “1” ile “2” arasındaki olması durumunda gözlemcilerin büyük kısmı tarafından farkın algılanabildiği fakat klinik olarak önemli olmadığı; ΔE değerinin “2” ile “3,5” arasında olması durumunda renk farkının klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir olduğu; ΔE değerinin “3,5” üzerinde olduğu durumlarda renk farklılığının algılandığı fakat klinik olarak kabul edilemeyeceği rapor edilmiştir(83,84).

Tablo 2.6: ΔE değerinin klinik eşleşmesi

Renk Farklılığı	Klinik Renk Algısı
0	Kusursuz
0,5 -1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3,5	Kabul Edilebilir
>3,5	Uyumsuz

2.9. YAPAY YAŞLANDIRMA

Günlük yaşamda ağız ortamı sürekli olarak önemli sıcaklık değişikliklerine maruz kalır. Örnek olarak dondurma gibi gıdaların -12 °C’de tüketebildiği gibi sıcak içeceklerin 85°C’ye ulaşan sıcaklıklarda ağız ortamında olabileceği belirtilmiştir. Fakat genellikle sıcaklık değişimi 5-55°C arasında gerçekleşmektedir. Çeşitli nedenlere bağlı olan bu değişimlerin ağız içerisinde günlük 20-50 defa gerçekleştiği düşünülmektedir(85). Sürekli değişen sıcaklık değerleri ağız yapılarında (diş/restorasyon) streslere neden olmaktadır. Termal stresler, iki yolla patojenik olabilir. Birincisi mekanik stresler yaratarak çatlak ilerlemesini uyarır. İkincisi ağız sıvılarının restorasyondaki içi boşlukla., kullanılan materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini değiştirebilmektedir.

Klinik araştırmalar maliyetli ve zaman alıcı olduğundan bunun yerine genellikle klinik olayların laboratuvar ortamında simülasyonları yapılır. Simülasyon bir ürün veya materyalin kullanma sürecinde maruz kalacağı dış etkenlerin üründe yapacağı değişiklikleri, kullanım sürecinden daha kısa sürede uygulanması ve sonuçlarını önceden tahmin etme fırsatı sağlamaktadır. Meydana gelebilecek problemlerin tespiti ve bu hataların giderilmesi için fırsatı sağlar. Sıklıkla başvuru yapılan yapay yaşlandırma yöntemleri hızlandırılmış yaşlandırma, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma.

2.9.1. Hızlandırılmış Yaşlandırma

Hızlandırılmış yaşlandırma yüzeylere nem, ışık, sıcaklık ve/veya kuvvet uygulanarak, açık veya kapalı ortamda materyallerin renk ve dayanıklılığının tespiti için uygulanan bir testtir (86,87). Başlangıçta ticari ürünlerin hava koşullarına karşı sergiledikleri durumu test etmek için tasarlanan sistem, 1978 yılı itibarıyla dental materyallerin renk stabilitelerinin belirlenmesinde kullanılmaya başlanmıştır ((88).

Hızlandırılmış yaşlandırma uygulamasında örnekler, uzun dönem ultraviyole ışık, sıcaklık ve nemli ortam değişimlerine maruz bırakılır ve böylece çevre şartları taklit edilir. Üretici firmalara göre 300 saatlik yaşlandırma işlemi ağız ortamında 1 yıla karşılık gelmesidir. Hızlandırılmış yaşlandırma testinde en büyük renk değişimi, işlemin ilk 300 saatinde ortaya çıkar(89)). Hızlandırılmış yaşlandırma ile renk solması, renk değişimi, opaklığa kayma, parlaklık kaybı, çatlak oluşumu, puslu görüntü, su emilimi, direnç kaybı ve oksidasyon gibi sonuçlar ortaya çıkar.

2.9.2. Termal Döngü (Siklus)

Temel olarak ağız ortamını laboratuvar koşullarına nakletmek maksadıyla tasarlanan bu cihaz dental araştırmalarda 1950’li yıllardan beri kullanılmaktadır ((90). Termal döngü deneylerinde örneklerin bir kez soğuk ve bir kez sıcak suya daldırılması işlemi “devir” olarak tanımlanmaktadır. Devir sayıları 500 ile 50.000 arasında değişmektedir. Ağız içi değişikliklerin genellikle 5-55 °C arasında olduğu ve günde 20-50 kez bu değişikliğin gerçekleştiği kabul edilen bir olgudur ve buna bağlı olarak uygulanan 10000 döngünün bir yıllık intraoral değişime karşılık geldiği düşünülmektedir ((85).

Cihaz iki banyo tankı ve test örneklerini bu banyo tanklarına sırayla daldırabilen sepetli bir taşıyıcı kol ve bir kontrol panelinden oluşur. Tanklar sıvıların istenilen sıcaklıkta kalmasını sağlar. Test edilecek örnekler sepete yerleştirilir ve sırayla daldırma işlemi yapılır. Bir tanktan diğerine taşınan örneklerin transfer süresi ve her bir tankta bekletme süresi kontrol panelinden ayarlanabilmektedir. Örneklerin banyo tanklarında bekleme süresi 15–60 sn arasında ve bir banyodan diğerine geçiş süresi 5–10 sn olarak belirlenmiştir ((91).

Termal döngü yaşlandırma yöntemi ile materyalde su emilimine bağlı kimyasal değişiklik olabileceği düşünülmektedir. Buna ek olarak değişimler nedeniyle materyalde termal büzülme ve genleşme meydana gelmektedir.

2.9.3. Otoklavda Yaşlandırma

Otoklav yaşlandırma işlemi ağız içinde kullanılan dental materyallerde daha hızlı uygulanan ve daha uzun dönem yaşlandırma işlemi etkilerinin değerlendirilmesi için kullanılan yöntemlerden biridir. Örnekler otoklava yerleştirildikten sonra 134°C’de ve 200 kPa’lık bir basınç altında farklı sürelerde tutularak in-vivo yaşlanma simüle edilmektedir(92)). Otoklav yaşlandırmada teorik olarak 134°C’de 1 saatin in-vivo koşullarda 3-4 yıla karşılık geldiği belirtilmiştir ((93).

2.9.4. Çiğneme Simülatörü

Çeşitli amaçlarla üretilen çeşitli çiğneme simülatörleri piyasaya sunulmuştur. Çalışmalarda en sık şekilde kullanılan formu su haznesi bulunan, farklı kuvvetler uygulayabilen ve hem ikili hem de sekizli çeşitleri olan cihazdır(94)). İçerdiği sekiz

hazneye yerleştirilen tüm örnekler aynı anda belirli bir kuvvet uygulayabilmektedir. Başka bir önemli özelliği termal döngü de uygulamasıdır ((95). Dual akslı simülatör dikey ve yatay olarak çift yönde kuvvet uygulayabilen bir alettir. Tutuculara yerleştirilen örnekler araştırmacının belirlediği miktarda ve yönde kuvvetler uygulanarak çiğneme siklusu oluşturulur ((96). Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 49 N'luk bir kuvvet uygulanır ((97).

Ağız içi döngü zamanla değişiklik gösterebilmesine karşın simülatörün araştırmacı tarafından belirlenen sabit frekansla devam etmesi simülatör ile yapılan yapay yaşlandırmanın dezavantajı olarak gösterilebilir(95,97)).

2.10. YÜZEY İNCELEME YÖNTEMLERİ

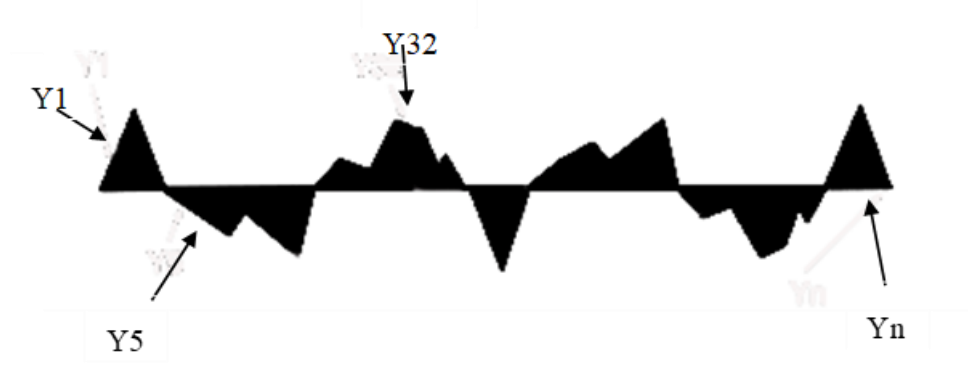
Yüzey pürüzlülüğü, materyalin özelliklerine veya elde edilme şekline bağlı belli bölgelerinde oluşan yüzey dokusundaki çok ince düzensizlikler olarak tanımlanır ((98). Yüzeyin belirli mesafe aralıklarıyla taranması ile elde edilen veriler yüzey pürüzlülüğünü açıklamak için kullanılmaktadır. Pürüzlü yüzey karşıt dişlerde aşınmaya sebep olmakla beraber fazla plak tutunmasına da sebep olur ve aynı zamanda yüzey hataları restorasyon başarısını zayıflatabilir. Yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinde pek çok parametre mevcuttur: Ra, Ry, Rz, Rt, Rp, Rq, Rv, Sm, S, Pc, R3z, mr (c), Rpk, Rvk, Rk, Mr1, Mr2, Lo, Ppi, R, AR, Rx, A1, A2, Vo, HSC, mr, SK, Ku, Δa , Δq , Wte, Wx, W, AW.

Ra: Belirlenen konumlar arasındaki tüm yüzey düzensizliklerinin (yükseklik ve derinliklerinin) mutlak toplamının aritmetik ortalaması

Rmax: Belirlenen konumlar arası en yüksek ve en derin noktalar arası uzaklık

Rz: Konumlar arası içindeki mesafeyi 5 parçaya kadar bölerek maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını ifade etmektedir.

Yüzey pürüzlülüğü çoğunlukla aritmetik ortalama pürüzlülük (R_a) olarak ifade edilir (Şekil 2.5). Bu değer elde edilmesi ile ilgili grafik Şekil 2.4'de verilmiştir. R_a değerinin $0.2\mu m$ 'den düşük olduğu durumlarda daha fazla plak birikiminin beklenmeyeceği bildirilmiştir (99).



Şekil 2.5: Ra Parametresi diagramı ((100))

$$Ra = \frac{Y_1 + Y_2 + \dots + Y_n}{n}$$

Şekil 2.6: Ra değerinin hesaplanması

Yapılan farklı çalışmalarda yüzey pürüzlülüğün için kabul edilebilir eşik değeri Ra 0,2 µm olarak bildirilmiştir. Bu değer ve altındaki pürüzlülük değerlerinde bakteriyel adezyonun olmadığı savunulmaktadır ((101,102). Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde sıklıkla mekanik profilometre, interferometre, atomik kuvvet mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu kullanılmaktadır ((103).

2.10.1. Profilometre

Bir profilometre yüzeyin profilini mikron seviyesinde ölçmek için kullanılan bir ölçüm cihazıdır. Yüzey topografyasından basamak, eğrilik, düzlük gibi kritik boyutlar hesaplanır. Profilometre tarihsel olarak fonografa benzer, yüzey teması ile ölçüm yapan bir cihaz olsa da yeni teknoloji ile üretilen temassız profilometre tekniği ile bu durum değişmektedir. Cihaz akrilik rezin ve Co-Cr metal alaşım örneklerde ölçüm yapabilmektedir. Profilometre cihazında 1.75, 5.5 ya da 17.5 mm olarak ölçüm uzunluğu (tracing length) ayarlanabilmektedir. Cihaz yüzey pürüzlülüğü ile ilgili değerleri rakamsal olarak verebilmektedir.

2.10.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Bir taramalı elektron mikroskobu örneklerin yapısını mikro veya nanometre ölçeklerinde görüntüleyebilir. Taramalı elektron mikroskobu kullanılarak üç boyutlu bir görüntü elde edilir ve yapıların elementsel bileşimi, nitel ve nicel olarak X-ışını koskopisi kullanılarak belirlenebilir(104)).

2.10.3 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analiz

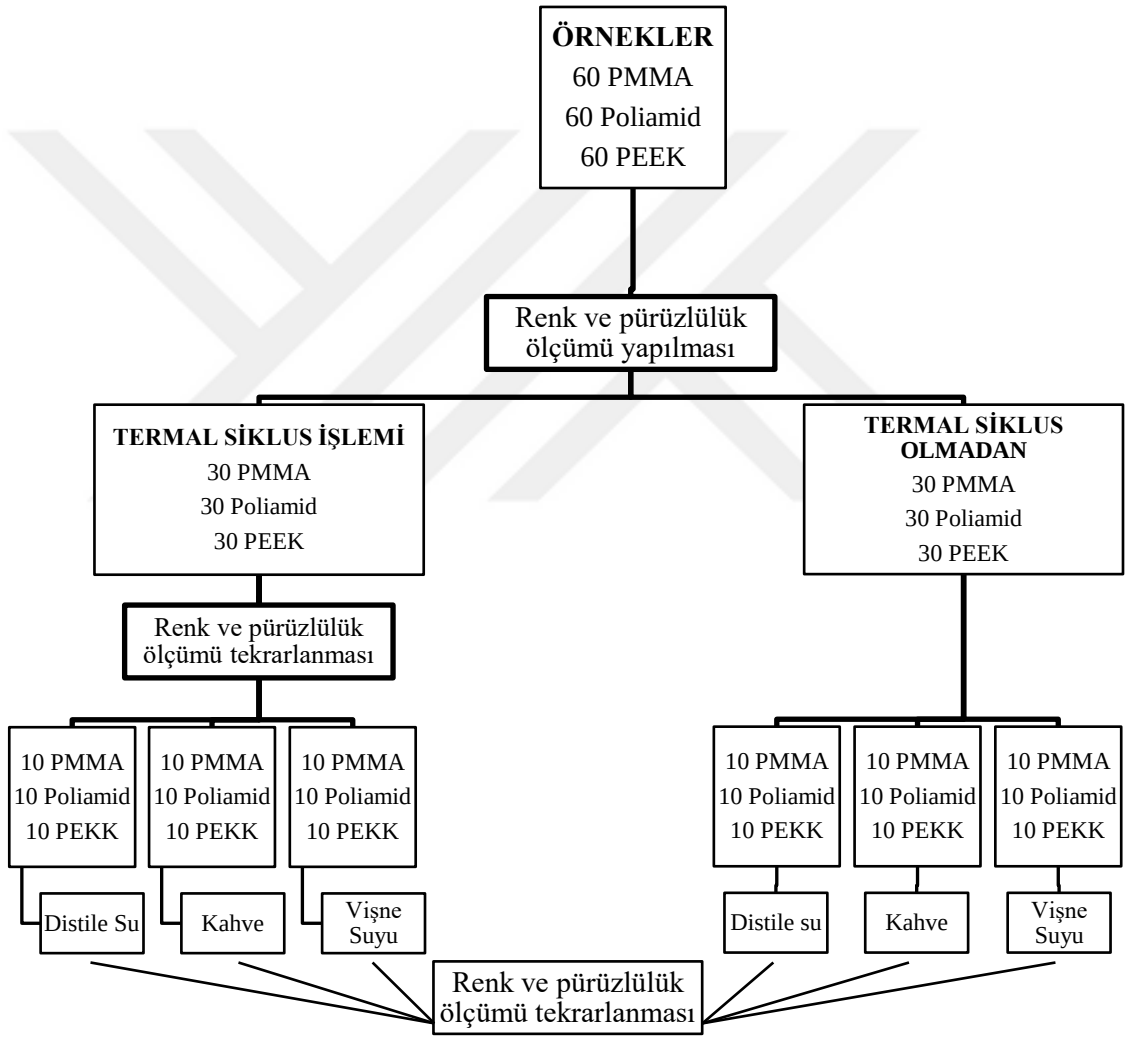
Atomik kuvvet mikroskobu analizi, yüzey özellikleri atomik seviyede incelemek amacıyla kullanılmaktadır. Örneklerin yüzey topografisi, yüzey ve prob arasındaki etkileşim yoluyla belirlenmektedir. Cihaz maksimum 5 µm pürüzlülük değeri için uygun olduğundan ölçümler yüzeydeki en pürüzsüz yerden alınmalıdır(104).

2.10.4. İnterferometre

İnterferometre çok hassas ölçümlerin yapılmasını sağlayan ve optik prensipte çalışan bir cihazdır. Basit olarak bir ışık hüzmesinin (veya başka tür bir elektromanyetik dalga) örneği aydınlatması sonucu yüzey düzensizlikleri tespiti yapılır. Sıklıkla saydam cisimlerin düzenliliğinin kontrolünde kullanılmaktadır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması Sağlık Bilimleri Üniversitesi Hamidiye Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalında yapılmıştır. Bu in-vitro çalışmada, farklı güncel kaide materyallerinin yaşlandırma ve renklendirme işlemlerine maruz bırakılması ardından yüzey pürüzlülüğü ve renk değişiminin incelenmesi amaçlanmıştır



Şekil 3.1: Çalışmanın iş akışı

Çalışma iş akışı Tablo 3.1’de gösterilmiştir. İş akışına göre örneklerin hazırlanmasının ardından renk ve pürüzlülük ölçümleri yapılacak, sonra örneklerin bir kısmı termal döngüye tâbi tutulacaktır. Termal döngüye sokulan örneklerin ölçümleri tekrarlanacak ve sonrasında örnekler solüsyonlarda bekletilecektir.

3.1. KULLANILAN MATERYALLER

3.1.1. Protez Kaide Materyalleri

Günümüzde çok farklı sıcak akrilik kaide materyali kullanılmaktadır. Sıklıkla karşımıza çıkanlar Iq 15 (Imicryl, Türkiye), Procryla (President, Almanya), Paladent (Kulzer, Almanya)'dır

Naylon bazlı kaide materyali olarak Valplast (Valplast International Corp. Amerika), Flexite (The Flexite Company, Amerika), Deflex (Nuxen Srl, Arjantin) kullanıma sunulmuştur.

CAD/CAM'de frezelenmek için üretilen PEEK materyallerine ise CopraPeek (WhitePEAK Dental Solutions, Almanya), CC Disk PEEK (Interdent, Slovenya), PEEK BioSolution® (Merz Dental, Almanya) örnek verilebilir.

Çalışmada kullanılan kaide materyalleri aşağıda tabloda verilmiştir (Tablo 3.2).

Tablo 3.1: Kullanılan kaide materyalleri

İsim	Kısaltma	Marka	Üretici Firma	
Polimetilmetakrilat	PMMA	Paladent 20	Heraeus Kulzer Hanau, Almanya	
Poliamid	PA	Flexite Thermoplastics Plus	The Flexite Company, Amerika	
Polietereterketon	PEEK	CopraPeek	WhitePeaks Dental Solution, Almanya	

3.1.2. Termal Döngü Cihazı

Çalışmada örneklerin yaşlandırılması işleminde SD Mechatronik Thermocycler (SD Mechatronics, Feldkirchen-Westerham, Almanya) cihazı ile uygulandı (Şekil 3.1). Uygulanan 5000 döngü ile materyallere tahmini 6 aylık yapay yaşlandırma uygulanmıştır.



Şekil 3.2: Kullanılan termal döngü cihazı

3.1.3. Kullanılan Solüsyonlar

- Distile Su
- Kahve
- Vişne Suyu

3.2. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Bu çalışmada protez kaide materyalleri ile ilgili yapılan çalışmalar ve hareketli protezlerde kaide plağının ideal kalınlığı dikkate alınarak; 3 mm kalınlığında 10 mm çapında disk şeklinde örnekler üretildi.

Örneklerin hazırlanması için kullanılacak kalıp 3 boyutlu çiziminin ardından CNC (Computer Numeric Control) tezgahında paslanmaz çelikten hazırlandı.

Kalıp; üzerinde 10 mm çapında yuvalar olan 3 mm kalınlığında bir paslanmaz metal ve onu iki taraftan menteşelerle sıkıştıran bir mufla sisteminden oluşmaktadır.

Ortadaki metale açılan yuvalar materyale şekil verirken, sıkıştıran metal kapaklar şeklin bozulmasını önlemek amacıyla kullanıldı.



Şekil 3.3: Örneklerin üretimi için kullanılan kalıp tasarımı



Şekil 3.4: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıp

3.2.1. PMMA Örneklerin Hazırlanması

Hazırlanan kalıp içine hamur halindeki A tipi silikon ölçü materyali konularak sıkıştırma vidalarıyla press altında silikonun sertleşmesi beklendi. Silikonun sertleşmesinin ardından kalıptan bozulmadan çıkarılan silikon diskler bir tablaya ayrı ayrı sabitlenerek üzerine sert alçı (Tip 4) döküldü. Alçı sertleşmesinin ardından silikon diskler alçıya zarar vermeden çıkarıldı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda 10 gr toz ve 4

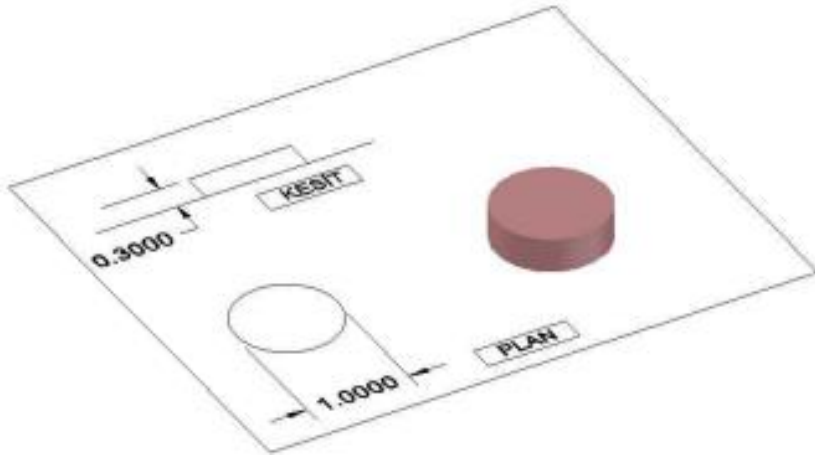
ml likit birleştirilerek homojen karışım elde edildi. Tam karıştırılmanın ardından akrilik 10 dakika boyunca ağızı kapalı bir kaptaki hamurlaşma için bekletildi. Hamurlaşma aşamasına gelen akrilik, ayırıcı ajanla izole edilen alçı üzerindeki örnek yuvalarına yerleştirildi. Örnekler muflada hızlı kaynama polimerizasyon tekniği kullanılarak polimerize edildi. Örneklerin tesviyesi aşındırma frezleri ile yapılarak akrilik çapakların uzaklaştırılması sağlandı. Homojen polisaj işlemi için örnekler paslanmaz elik kalıpların içine yerleştirildi. Sırasıyla pomza tozu kullanarak keçe ve siyah kıl fırça ile ve alçı ile alkol kullanarak pamuk fırça ile polisaj işlemi gerçekleştirildi. Her işlem her örneğe 30 saniye süreyle uygulandı. Örnekler ilk renk ölçümünden önce 24 saat boyunca 37°C'de distile suda bekletildi.



şekil 3.5: Hazırlanan PMMA rnekler

3.2.2. PEEK rneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan PEEK örneklerin hazırlanması CAD/CAM sistemiyle gerçekleştirildi. Bunun için ilk olarak AutoCAD 2020 programı kullanılarak 3 boyutlu çizim yapıldı ve modellendi.



Şekil 3.6: Örneğin bilgisayar ortamında modellenmesi



Şekil 3.7: Çalışmada kullanılan PEEK blok

Tasarım sonrası 3 mm kalınlık ve 10 mm çapındaki örnekler CAD/CAM cihazında kazınarak elde edildi. PEEK örneklerin hazırlanması için Redon GTR (Redon Teknoloji, İstanbul, Türkiye) cihazı kullanıldı.



Şekil 3.8: Hazırlanan PEEK örnekler

Örneklerin kazınmasının ardından yüzey standardizasyonu için örneklerin ölçüm yapılacak yüzeyleri 3 farklı gren boyutundaki silikon karbid zımparalarla, her farklı zımpara için 5 sn süreyle su soğutmalı olarak zımparalandı. Daha sonra tüm örneklerin ölçüm yüzeylerine bir tabaka pasta sürülerek kıl fırça ve el mandreni ile 30 sn boyunca 10000 rpm sabit devirle universal polisaj pastası (İvoclar Vivadent, Lihtenştayn) kullanılarak polisaj işlemi gerçekleştirildi.

3.2.3. Poliamid Örneklerin Hazırlanması

Poliamid esaslı kaide sistemlerinde her markanın kendine özgü muflalama sistemi mevcuttur. PMMA örnek üretime benzer şekilde kalıp içine hamur halindeki A tipi silikon ölçü materyali konularak sıkıştırıldı, silikon sertleştikten sonra diskler tabla üzerine dizildi ve üzerine sert alçı (Tip 4) döküldü. Alçı sertleşmesinin ardından silikon diskler alçıya zarar vermeden çıkarıldı. Alçı üzerindeki örnek yuvalarının birbirleri ile bağlantısı sağlanarak mufla enjeksiyon kalıplamaya uygun hale getirildi (Şekil 3.8). Muflanın yuva açılmayan tarafı düz tutularak yüzey ölçümlerinin örneklerin düz tarafa bakan yüzlerinden yapılması hedeflendi.



Şekil 3.9: PA materyali yerleştirilmesi öncesi mufla

Muflanın kapatılmasının ardından enjeksiyon kalıplama için hazır olan poliamid materyali muflaya enjekte edildi. Polimerizasyon işlemi ardından mufla açıldı ve örneklerin trimleme işlemi yapıldı (Şekil 3.8, Şekil 3.9). Trimlemenin ardından üretici talimatına uygun olarak kauçuk diskler (Azdent Dental Polishing Kit, USA) yardımı ile polisajı yapıldı.



Şekil 3.10: Mufladan çıkan PA örnekler



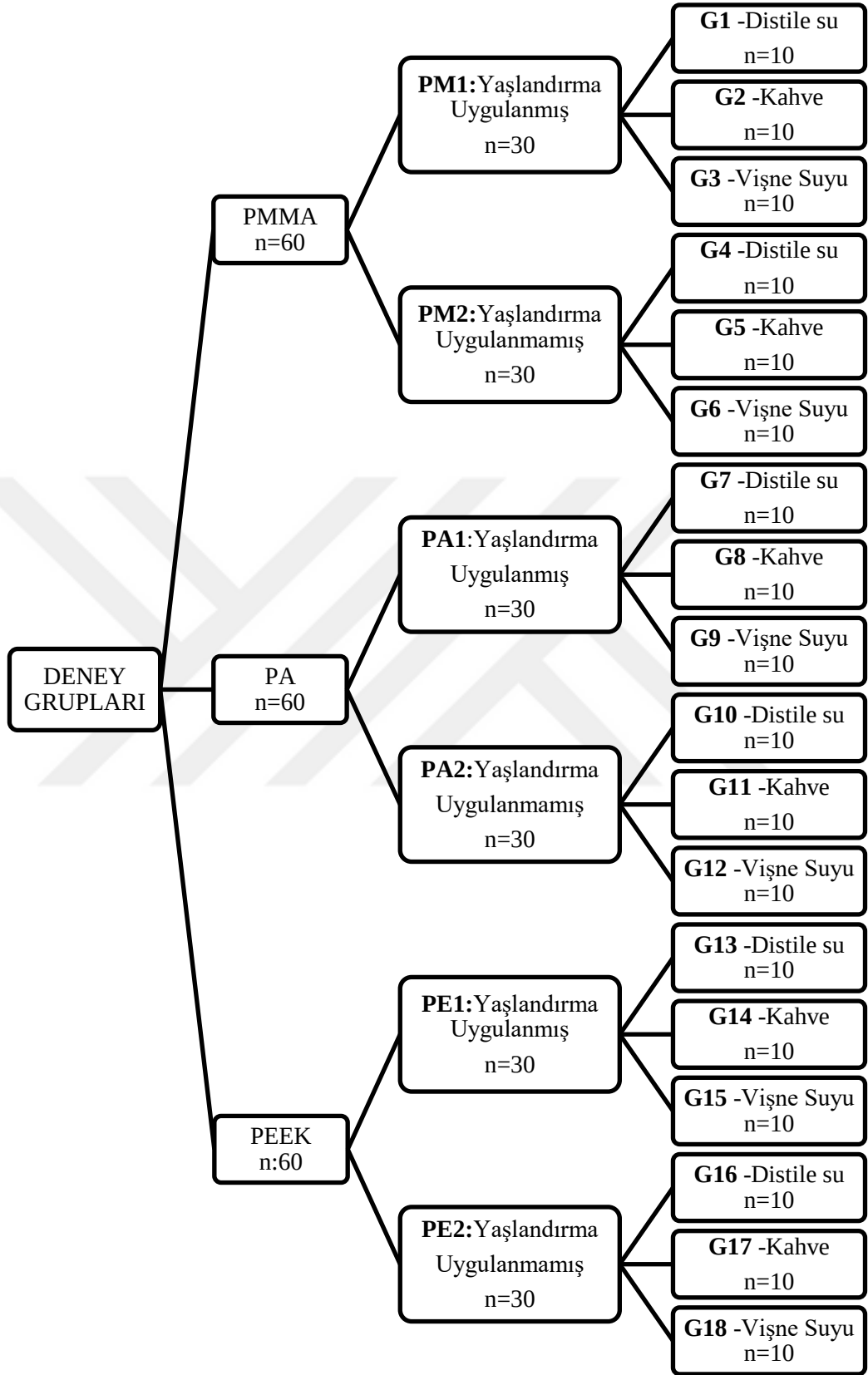
Şekil 3.11: Ayrılarak trimlenen PA örnekler



Şekil 3.12: Hazırlanan PA örnekler

3.2.4. Grupların Oluşturulması

Kaide materyallerinin her birinden 60'ar olmak üzere üç kaide materyalinden toplam 180 örnek hazırlandı. Örneklerin polimerizasyon sonrası devam eden su kaybını dengeleyerek yeterli su değęlerinin sağlanması amacıyla ISO 20795:2013 standardı gereği 37°C distile suda 24 saat bekletildi. Her kaide materyalin ölçüm yapılmayacak yüzeyinden numaralandırma yapıldı ve farklı zamanlarda yapılan ölçümlerde hep aynı örneklerin renk ve pürüzlülük karşılaştırılması sağlandı. Her ana gruptan rastgele seçilen 30'ar, toplamda 90 örnek işleme tâbi tutulmak için ayrılırken 90 örnek saklandı. 30'arlı ayrılan gruplardan tekrar 10'lu gruplar rastgele seçilerek içeceklerde bekletme işlemi gerçekleştirildi. Her materyalden 30'ar örnek materyal adının kısaltması ve termal döngüye tâbi tutulup tutulmamasına bağlı olarak 1 ve 2 kullanılarak numaralandırıldı. 10'arlı gruplanan örnekler "G" kısaltması kullanılarak numaralandırıldı. Çalışmanın devamında örneklerden bu şekilde bahsedilmiştir.



Şekil 3.13: Örneklerin gruplandırılması



Şekil 3.14: Polimetilmetakrilat örneklerin saklanması



Şekil 3.15: Poliamid örneklerin saklanması



Şekil 3.16: Polietereterketon örneklerin saklanması

3.3. RENK ÖLÇÜMLERİ

Tüm çalışma gruplarına ait örnekler hazırlandı ve bitim işlemleri yapıldı. Örnekler artık monomer uzaklaşması ve suya doyumunun tamamlanması için 24 saat 37° distile suda bekletildi ve herhangi bir işleme tutulmadan, ilk renk ölçüm işlemleri yapıldı.

Ölçüm Landtek Renk Ölçer (Guangzhou Landtek Instrument Co., Ltd., Çin) ile yapıldı (Şekil 3.12). Her ölçüm öncesi cihaz üretici firma önerileri doğrultusunda kalibre edildi. Ölçümler her örnek için 3 kez tekrarlanarak ortalama L*, a* ve b* değerleri kaydedildi. Ölçüm için standart beyaz arka plana sahip fotoğraf çekim çadırı kullanıldı (Şekil 3.12).



Şekil 3.1: Fotoğraf çekim çadırı



Şekil 3.18: Yapılan renk ölçüm cihazının probu



Şekil 3.29: Yapılan renk ölçüm sonucu

Yapılan örnek ölçümleri L_0 , a_0 , b_0 şeklinde numaralandırıldı. Tablo yapılarak kayıt altına alındı ve karşılaştırmak için saklandı.

3.4. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜMLERİ

Örneklerin bitirme işlemlerinin yapılmasının ardından yüzey pürüzlülüğü ölçümü için profilometre cihazı kullanıldı. Ölçümler için Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Koordinatörlüğü bütçesi ile temin edilen PCE Rt-10 Pürüzlülük Ölçer (PCE Holding GmbH, Almanya) kullanıldı (Şekil 3.13). Her ölçüm öncesi cihaz kendi kalibrasyon parçası ile kalibre edildi. Ölçüm sırasında okuyucunun optik ölçer ucu ve örnek arasında 90° olacak şekilde ayarlandı.

Profilometre cihazının çözünürlüğü 0.01 mm, yüzey tarama uzunluğu 5 mm, okuyucu uç hızı 1 mm/sn ve n:5 cut off değeri ise 0,25 olarak tanımlandı.



Şekil 3.20: Kullanılan pürüzlülük ölçüm cihazı

Her bir örnek için aynı açı, aynı uzaklık, aynı basınç ve temasla 3 ölçüm yapıldı. Yapılan bu ölçümlerin ortalaması alınarak Ra değeri belirlendi bu sayede ölçüm doğruluğunun kontrolü sağlandı. İlk pürüzlülük ölçümü değeri kayıtlara Ra_0 olarak kaydedildi.

3.5. TERMAL DÖNGÜ UYGULAMASI

Her ana gruptan 30 adet olmak üzere rastgele seçilen 90 örneğin termal döngüye maruz bırakılma işlemi Thermocycler SD Mechatronik (SD Mechatronik, Almanya) ile Bezm-i Alem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Örnekler 5000 tur termal döngü uygulaması yapılarak materyallere ortalama 6 aylık yaşlandırma uygulandı.

3.6. RENK VE PÜRÜZLÜLÜK ÖLÇÜMLERİNİN TEKRARI

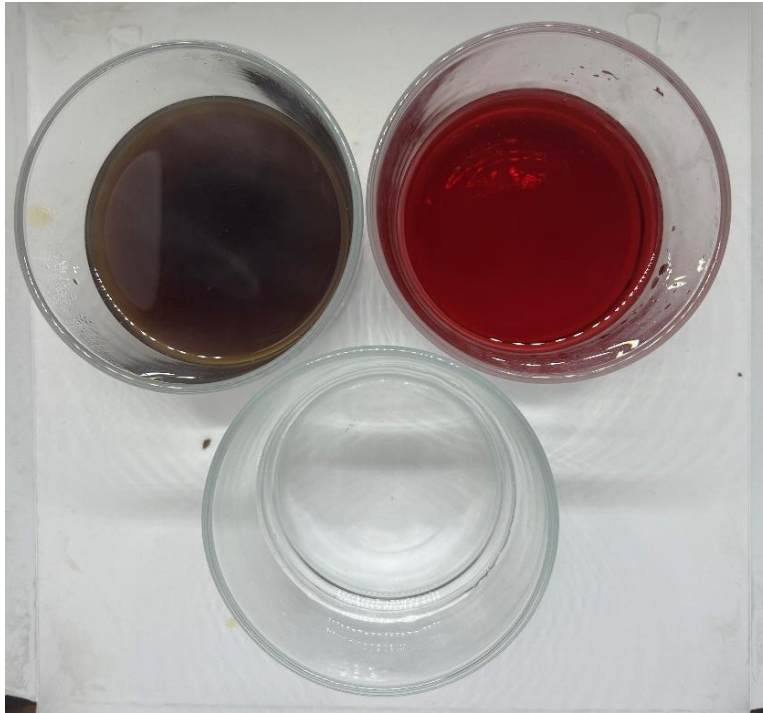
Termal döngüye girmeyen 90 örnek distile suda muhafaza edilirken, döngüye tâbi tutulan 90 örnek için ölçümler tekrarlandı. 90 örneğin renk ölçümlerinin yapılmasının

ardından renk değişimlerinin değerlendirilmesinde CIEDE2000 formülünden yararlanıldı.

3.7. SOLUSYONLARIN HAZIRLANMASI ve İÇECEKLERDE BEKLETME İŞLEMİ

Hazırlanan örneklerin termal döngüye tâbi tutulması ve ölçümlerinin yapılmasının ardından içeceklerde bekletme aşamasına geçildi. Bekletilecek içecekler üretici kurallarına göre hazırlandı. Kahve solüsyonu için 200 ml kaynar suya 2 gr (Nescafe Gold, Nestle, İsviçre) kahve eklendi. 5 dakika karıştırılan solüsyon filtre kağıdından geçirildi. Vişne suyu için hazır şekilde temin edildi (Dimes Vişne Nektarı, Dimes, Türkiye). Distile su, klinik kullanım için üretilen damıtma cihazı kullanılarak hazırlandı.

Örnekler hazırlanan içeceklerin doldurulduğu cam kavanozlarda 12 saatlik karanlık, 12 saat aydınlık seansları ile 7 gün süre ile bekletildi. Bekletme işlemi oda sıcaklığında gerçekleştirildi. Solüsyonlar belirli bir düzende günde 3 kez karıştırıldı ve her gün düzenli olarak yeniden hazırlandı. Bekletme prosedürü bittikten sonra her örnek su altında 10 saniye süreyle yıkandı ve hava ile kurutuldu.



Şekil 3.21: Bekletilen solüsyon örnekleri

3.8. RENK VE PÜRÜZLÜLÜK ÖLÇÜMLERİNİN TEKRARI

Tüm örneklerin cila ve polisaj işlemleri tamamlandıktan sonrası ilk renk ve pürüzlülük değerleri (L_0 , a_0 , b_0 , Ra_0) ve termal döngü sonrası elde edilen değerler (Ra_1 , L_1 , a_1 ve b_1) tablolanarak kaydedildi. Solüsyonlarda bekletme işleminin ardından pürüzlülük ve renk ölçümleri tekrar yapıldı. Veriler Ra_2 , L_2 , a_2 ve b_2 olarak kaydedildi.

Numunelerin renk değişim değerleri CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk farkı formülü kullanılarak belirlendi (Şekil 2.5.) Termal döngüye giren örneklerin işlem öncesi ile karşılaştırılması için ΔE_1 ifadesi kullanılırken, ikinci renk değişikliği için ΔE_2 ifadesi kullanılmıştır.



4. BULGULAR

3 farklı kaide materyalinden üretici talimatlarına göre toplam 180 örnek hazırlanmıştır. Örneklerden yarısı termal döngüye tâbi tutulurken yarısı tutulmamıştır. Daha sonra tüm örnekler 10'arlı gruplara ayrılarak solüsyonlarda bekletilmiştir.

İstatistiksel değerlendirme Sosyal Bilimler için İstatistik Paketi (Windows için SPSS 20.0) ile yapıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile kontrol edildi (Tablo 4.1).

İşlemlerden önce, işlemler arasında ve finalde yapılan renk ve pürüzlülük ölçüm sonuçlarının ortalama değerleri tabloda belirtilmiştir (Tablo 4.2, Tablo 4.3).

Tablo 4.1: Shapiro-Wilk testi sonucu

	Statistic	df	Sig.
Renk_İlk ölçüm_l	,948	90	,001
Renk_İlk ölçüm_a	,934	90	,0001
Renk_İlk ölçüm_b	,987	90	,518*
Termalsso_l	,964	90	,014
Termalsso_a	,959	90	,006
Termalsso_b	,943	90	,001
Termalsso_ΔE	,918	90	,000
Renk_s_l	,952	90	,002
Renk_s_a	,856	90	,000
Renk_s_b	,950	90	,002
Renk_s_ΔE	,967	90	,022
Ra0	,957	90	,005
Ra1	,940	90	,000
Ra2	,909	90	,000
Fark_ΔE	,979	90	,150*

Sonuçlar ortalama $\pm$ SD, %95 düzeyinde güven aralığı, medyan eyreklikler arası açıklık olarak ifade edildi. Gruplar arası karşılaştırmalar, parametrik olmayan veriler için Kruskal Wallis test, Mann Whitney U Testi (Bonferonni Düzeltmesi ile; hesaplanan p değerleri 3 bölündü) ile kıyaslandı. Zamansal değişimin Friedman testi ve Wilcoxon testi ile yapıldı. $p < 0.05$ ve $p < 0.0166$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, iki yönlü testler uygulandı.



Tablo 4.2: Termal döngüye göre ölçümlerin ortalama değerleri

Grup (n=30)	RENK ÖLÇÜMÜ											PÜRÜZLÜLÜK ÖLÇÜMÜ		
	İlk ölçüm Ölçümü			Termal Siklus Sonrası Ölçüm				Renklendirme Sonrası Ölçüm				Ra0	Ra1	Ra2
	L*0	a*0	b*0	L*1	a*1	b*1	ΔE1	L*2	a*2	b*2	ΔE2			
PM1	44,84	34,046	5,8184	43,866	29,412	5,097	3,8467	42,312	28,908	4,23	5,0587	0,7960	0,9834	0,8109
PM2	44,742	34,189	6,0937	-	-	-	-	44,010	28,508	7,121	3,7406	0,7266	-	0,8312
PA1	49,469	26,939	10,484	47,762	28,888	8,1853	3,255	46,151	28,068	8,121	4,5068	0,7516	1,2297	0,7082
PA2	50,118	27,22	9,7304	-	-	-	--	47,785	24,951	10,498	4,6752	0,7457	-	0,71577
PE1	47,541	24,566	14,434	44,746	27,425	12,793	4,2014	44,632	26,638	14,096	3,8566	0,7219	0,4861	0,6959
PE2	47,891	25,485	13,475	-	-	-	-	44,429	26,058	13,880	3,9919	0,7124	-	0,8449

Tablo 4.3: Renklendirme solüsyonlarına göre ölçümlerin ortalama değerler

Grup (n=10)	RENK ÖLÇÜMÜ											PÜRÜZLÜLÜK ÖLÇÜMÜ		
	İlk ölçüm Ölçümü			Termal Siklus Sonrası Ölçüm				Renklendirme Sonrası Ölçüm				Ra0	Ra1	Ra2
	L*0	a*0	b*0	L*1	a*1	b*1	ΔE1	L*2	a*2	b*2	ΔE2			
G1	44,458	33,444	6,601	43,217	30,012	5,336	3,924	42,011	29,076	3,668	4,997	0,858	1,006	0,893
G2	44,773	35,176	4,941	44,348	29,358	4,391	3,519	41,695	28,92	4,923	4,616	0,777	1,079	0,831
G3	45,289	33,518	5,912	44,034	28,867	5,565	4,095	43,231	28,73	4,105	5,561	0,751	0,864	0,708
G4	44,899	33,019	6,751	-	-	-	-	44,998	28,411	7,906	3,561	0,745	-	0,715
G5	44,574	34,949	5,699	-	-	-	-	42,961	28,438	7,028	4,088	0,721	-	0,695
G6	44,753	34,601	5,83	-	-	-	-	44,072	28,675	6,428	3,572	0,712	-	0,844
G7	49,232	28,417	9,592	47,947	28,417	8,211	2,633	46,78	28,436	6,634	3,499	0,903	1,321	1,082
G8	50,15	26,479	11,242	47,9	29,943	7,8956	4,025	45,817	28,578	9,452	5,729	0,843	1,077	0,848
G9	49,026	25,921	10,620	47,44	28,304	8,4488	3,105	45,856	27,192	8,279	4,292	0,955	1,290	1,108
G10	49,765	27,321	10,041	-	-	-	-	48,913	26,178	8,036	2,829	0,891	-	0,835
G11	50,865	26,964	10,150	-	-	-	-	47,052	23,666	13,964	6,423	1,033	-	0,782
G12	49,724	27,375	8,999	-	-	-	-	47,392	25,01	9,495	4,771	0,945	-	0,94
G13	47,118	25,356	14,06	44,777	27,591	12,874	3,512	44,915	27,278	13,356	3,060	0,505	0,493	0,502
G14	47,982	24,318	14,705	44,749	27,811	12,639	4,877	44,144	25,768	14,772	4,326	0,673	0,411	0,506
G15	47,524	24,024	14,535	44,713	26,874	12,866	4,214	44,839	26,869	14,161	4,182	0,552	0,553	0,625
G16	47,824	25,918	12,853	-	-	-	-	44,953	26,571	13,107	3,161	0,681	-	0,558
G17	47,684	25,964	12,989	-	-	-	-	43,965	25,136	14,792	4,310	0,722	-	0,542
G18	48,166	24,574	14,585	-	-	-	-	44,369		13,742	4,503	0,593	-	0,651

4.1. DELTA E DEĞERLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

İnsan gözünün algılayabileceği minimum renk değişimi değeri (ΔE) ile ilgili farklı görüşler mevcuttur. Yapılan çalışmalar renk değişimi algılanabilirlik eşiğini 0.8 ve kabul edilebilirlik eşiğini ise $\Delta E \leq 1.8$ olduğunu göstermiştir(105). Bu değerlere göre tüm ΔE değerleri kabul edilebilirlik eşiğinin üzerinde bulunmuştur.

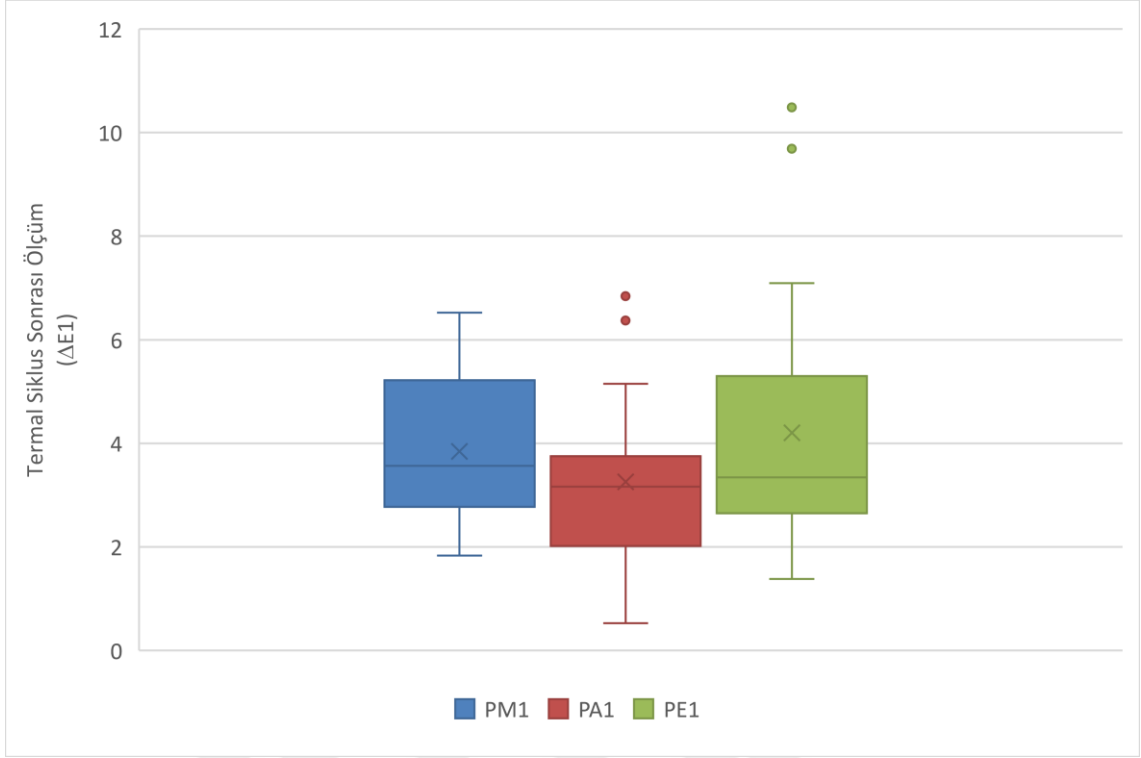
Çalışmanın ilk aşaması olan, renklendirme solüsyonlarına bakılmaksızın termal döngü uygulanmasına göre materyallerin renk değişimi ($\Delta E1$) incelendiğinde termal döngü sonrası en çok değişimin PEEK grubunda, en az değişimin PA grubunda olduğu sonucuna varılmıştır. $\Delta E1$ değerleri için örnek gruplarının termal döngü sonrası renk değişiminin sıralaması $PE1 > PA1 > PM1$ şeklindedir.

Termal döngü uygulanan ve renklendirme solüsyonlarına tâbi tutulan materyallerden en yüksek renk değişimini PMMA materyali göstermiştir. $\Delta E2$ değerleri için örnek gruplarının sıralaması $PM1 > PA1 > PE1$ şeklindedir.

Kullanılan materyallerde termal döngü işleminin oluşturduğu renk değişikliğinin anlamlı olup olmadığını görmek için $\Delta E1$ değerleri karşılaştırıldı. Kruskal Wallis testi sonuçları istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,244$; Kruskal Wallis Test). Sonuçlar termal döngü uygulanmış gruplarda benzerdir(Tablo 4.4, Şekil 4.1)

Tablo 4.4:Termal döngü uygulanan materyal grupların $\Delta E1$ dağılımı

$\Delta E1$	Ort $\pm$ SD	%95 GA	Medyan (IQR)	χ^2	p*
PM1	3,85 $\pm$ 1,38	3,33-4,36	3,56		
PA1	3,26 $\pm$ 1,49	2,7-3,81	3,16	2,822	0,244
PE1	4,2 $\pm$ 2,17	3,39-5,01	3,35		



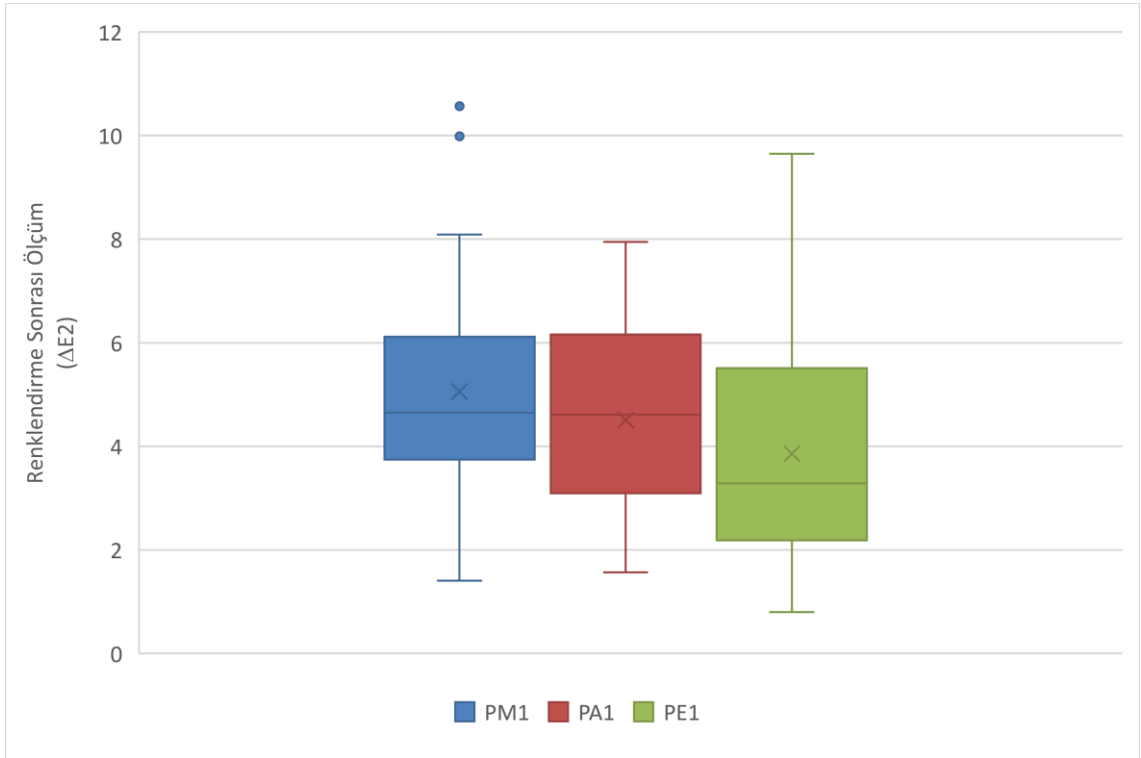
Şekil 4.1:Termal döngü uygulanan materyal grupların $\Delta E1$ dağılımı

Örneklerin herhangi bir işleme tâbi tutulmadan ölçülen değerleri ile final değerleri karşılaştırıldığında en çok değişimin termal döngüye giren PMMA grubunda(PM1), en az değişimin termal döngüye tâbi tutulmayan PMMA grubunda(PM2) olduğu görülmüştür. $\Delta E2$ değerleri için örnek gruplarının büyükten küçüğe sıralaması PM1, PA2, PA1, PE2, PE1, PM2 şeklindedir.

Termal döngü uygulanan materyallerin renklendirme solüsyonlarına daldırıldığında oluşturduğu renk değişikliğinin anlamlı olup olmadığını görmek için $\Delta E2$ değerleri karşılaştırılmış ve değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,058$; Kruskal Wallis Test). Termal döngü uygulanmış örneklerde, sonuçlar benzerdir (Tablo 4.5, Şekil 4.2).

Tablo 4.5: Termal döngü uygulanan materyal gruplarının $\Delta E2$ dağılımı

$\Delta E2$	Ort $\pm$ SD	%95 GA	Medyan (IQR)	χ^2	p
PM1	5,06 $\pm$ 2,13	4,26-5,85	4,65(2,37)	5,692	0,058
PA1	4,51 $\pm$ 1,76	3,85-5,17	4,61(3,06)		
PE1	3,86 $\pm$ 2,21	3,03-4,68	3,29(3,32)		



Şekil 4.2: Termal döngü uygulanan materyal grupların $\Delta E2$ dağılımı

İstatiksel sonuçlara göre termal döngü uygulanan materyallerin solüsyonlara daldırma sonrası renklenme miktarları da anlamlı bulunmamıştır. Termal döngü sonrası en çok renk değişimi gösteren materyalin PMMA olduğu görülmüştür.

Termal döngü uygulanan materyallerde solüsyonların etkisinin anlamlı olup olmadığını değerlendirmek için ortalama $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ değerleri arasında karşılaştırılma yapıldı (Tablo 4.6).

Tablo 4.6: $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ için ortalama ΔE 'nin karşılaştırılması

Materyal	$\Delta E1$ Ort.	$\Delta E2$ Ort.	p	İkili Karşılaştırmalar
PM1	3,846726	5,058742	0,073	(1) Z=-304 p=0,254
PA1	3,255028	4,506852		(2) Z=-1,653 p=0,0327
PE1	4,201459	3,856679		(3) Z=-2,241 p=0,008

Ortalama $\Delta E1$ ve ΔE değerleri açısından PMMA, PA, PEEK grupları arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,073$; Kruskal Wallis Test). $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ değerleri arasındaki materyaller arasında anlamlı bir farklılık göstermemektedir.

Üç farklı grubun ikili olarak karşılaştırılmaları yapıldı. Karşılaştırmalar; (1) PMMA ile PA, (2) PMMA ile PEEK, (3) PA ile PEEK arasında yapıldı. PA ile PEEK değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu, gruplar benzer değildir ($p=0,008$; Mann Whitney U Test). PMMA değeri ile PA ve PEEK değerleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (sırası ile $p=0,254$; $p=0,0327$; Mann Whitney U Test).

Örneklerdeki termal döngü uygulanan ve uygulanmayan grupların $\Delta E2$ değerleri karşılaştırıldı. Karşılaştırılması Mann Whitney U testi ile yapılarak termal döngünün renklenmeye etkisinin anlamlı olup olmadığı değerlendirildi.

Tablo 4.7: Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan PMMA materyali için $\Delta E2$ ve farkın değerlendirilmesi

	Ort $\pm$ SD	%95 GA	Medyan (IQR)	Z	p*
$\Delta E2$					
PM1	5,06 $\pm$ 2,13	4,26-5,85	4,65(2,37)	-2,454	0,014
PM2	3,74 $\pm$ 1,85	3,05-4,43	3,51(2,82)		

Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan PMMA materyallerinin $\Delta E2$ değerleri ve ilk ve son ölçüm arasındaki farkı değerlendirildi ve farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,014$; Mann Whitney U Testi). PMMA örneklerde $\Delta E2$ değeri 5,06 ile 3,74 olarak dağılmaktadır, sonuçlar benzer değildir (Tablo 4.7).

Tablo 4.8: Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan PA materyali için $\Delta E2$ ve farkın değerlendirilmesi

	Ort $\pm$ SD	%95 GA	Medyan (IQR)	Z	p*
$\Delta E2$					
PA1	4,51 $\pm$ 1,76	3,85-5,17	4,61(3,06)	-0,030	0,976
PA2	4,68 $\pm$ 2,35	3,8-5,55	4,28(4,14)		

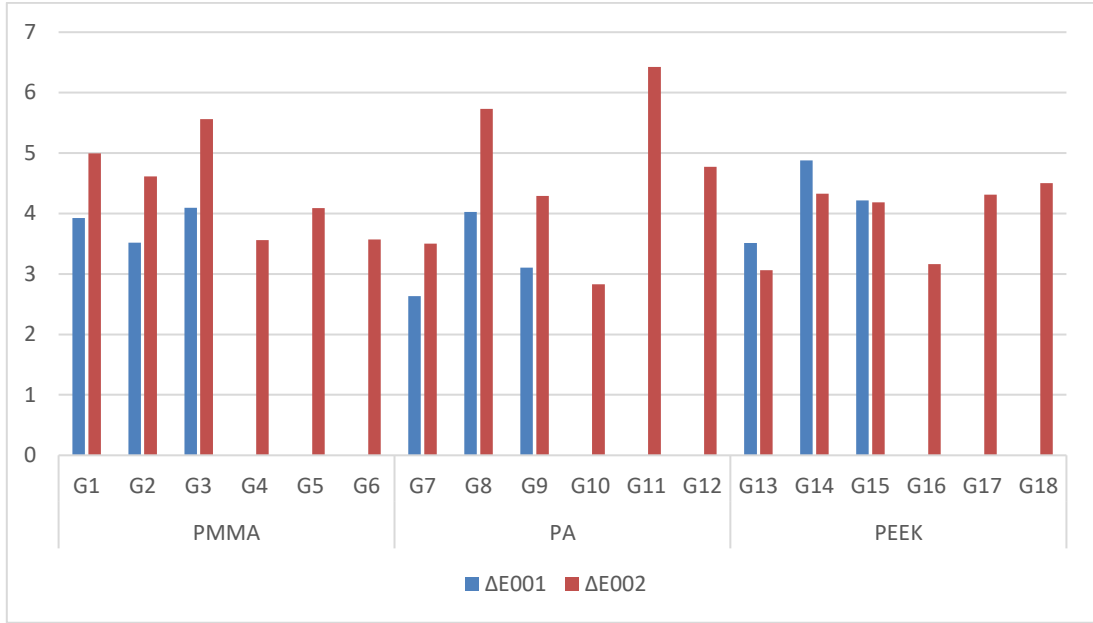
Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan PA materyallerinin $\Delta E2$ değerleri ve ilk ve son ölçüm arasındaki farkı değerlendirildi ve farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (p=0,976; Mann Whitney U Test). $\Delta E2$, PA için 4,51 ile 4,68 olarak dağılmaktadır, sonuçlar benzerdir (Tablo 4.8).

Tablo 4.9: Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan PEEK materyali için $\Delta E2$ ve farkın değerlendirilmesi

	Ort $\pm$ SD	%95 GA	Medyan (IQR)	Z	p*
$\Delta E2$					
PE1	3,86 $\pm$ 2,21	3,03-4,68	3,29(3,32)	-0,591	0,554
PE2	3,99 $\pm$ 1,87	3,29-4,69	3,53(2,48)		

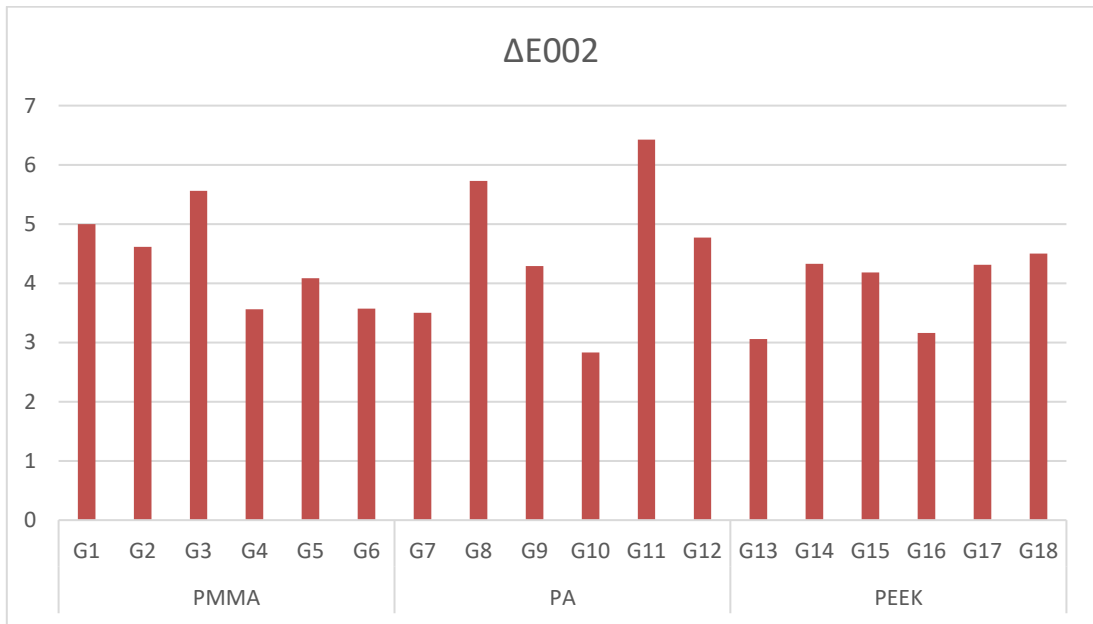
Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan PEEK materyallerinin $\Delta E2$ değerleri ve ilk ve son ölçüm arasındaki farkı değerlendirildi ve farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (p=0,554; Mann Whitney U Test). PEEK materyali için değerler 3,86 ile 3,99 olarak dağılmaktadır, sonuçlar benzerdir (Tablo 4.9).

Sonuçlar termal döngüye tâbi tutulmanın PMMA materyali için anlamlı sonuç yarattığı, PA ve PEEK materyalleri için termal döngüye giren ve girmeyen örnekler arasında anlamlı bir sonuç yaratmadığını göstermektedir.



Şekil 4.3: Bekletilen solüsyonlara göre materyallerin ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri

Termal döngüye tâbi tutulan ve tutulmayan materyallerin tümünün bekletildiği solüsyona göre renk değişimleri incelendiğinde tüm ΔE_2 değerlerinin ΔE_1 değerlerinden daha yüksek ve termal döngü işleminin renklenmeye etkisinin daha az olduğu görülmüştür (Şekil 4.3).



Şekil 4.4: Bekletilen solüsyonlara göre materyallerin ΔE_2 değerleri

Örneklerin final renk değişiminin karşılaştırılması $\Delta E2$ değerleri incelenerek yapılmıştır (Şekil 4.4). Termal döngüye giren ve girmeyen PMMA materyalleri karşılaştırıldığında en çok renklenme gösterenin termal döngüye giren ve kahve içinde bekletilen grup olduğu, en az renklenme gösterenin termal döngüye girmeyen ve distile suda bekletilen örnek gruplarında olduğu görülmüştür.

Termal döngüye giren ve girmeyen PA materyalleri karşılaştırıldığında en çok renklenme gösterenin termal döngüye girmeyen ve kahve içinde bekletilen poliamid matertalinde, en az termal döngüye girmeyen ve distile su içinde bekletilen poliamid materyalinde olduğu görülmüştür. Bu materyaller aynı zamanda PMMA, PA ve PEEKin karşılaştırılmasında da en çok ve en az değerleri vermiştir.

Termal döngüye giren ve girmeyen PEEK materyalleri karşılaştırıldığında en çok renklenme gösterenin termal döngüye giren ve vişne suyunda bekletilen, en az renk değişiminin termal döngüye giren distile suda bekletilen grup olduğu görülmüştür.

4.2. L*, A*, B* DEĞERLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Tüm örneklerde L değerinde azalma gözlenmiş, termal döngü ve renklendirme işlemleri materyallerin L değerini azaltarak renkleri siyaha yakınlaştırmıştır.

Termal döngüye girmeyen polimetilmetakrilat ve termal döngüye giren ve girmeyen tüm poliamid örneklerde b değeri azalırken, PEEK materyalinde değişme gözlenmemiştir. a değeri termal döngüye giren ve girmeyen tüm PMMA örnekler ve termal döngüye giren PA materyali için azalırken, termal döngüye girmeyen PA materyali ve termal döngüye giren ve girmeyen tüm PEEK örnekleri için artmıştır.

Termal döngü uygulanan materyallerdeki değişimin ayrı ayrı kıyaslanması yapıldı. Termal döngü uygulanan PMMA gruplarının L, a* ve b* değerlerindeki ilk ölçüm, termal döngü ve renklendirme sonrası değerlerin değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu (sırası ile $p=0,0001$; $p=0,001$; $p=0,018$; Friedman Test)(Tablo 4.10). İlk ölçüm (L) değeri $44,84 \pm 2,94$, döngü sonrası $43,87 \pm 2,77$, renklendirme sonrası $42,31 \pm 2,95$ dağılmaktadır, sonuçlar benzer istatistiksel olarak farklıdır. İkili olarak gruplar karşılaştırıldığında da fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$; Willcoxon Test). İlk ölçüm a değeri (a_0) $34,05 \pm 5,18$, döngü sonrası $29,41 \pm 2,65$, renklendirme sonrası $28,91 \pm 6,07$ dağılmaktadır, sonuçlar benzer değildir.

İkili olarak gruplar karşılaştırıldığında, İlk ölçümün (a_0) döngü sonrası (a_1) ve renklendirme sonrası (a_2) değerden değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$; Willcoxon Test), fakat döngü sonrası (a_1) ile renklendirme sonrası (a_2) değerden değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,318$; Willcoxon Test). İlk ölçüm b değeri $5,82\pm2,36$, döngü sonrası (b_1) $5,1\pm1,88$, renklendirme sonrası (b_2) $4,23\pm2,63$ dağılmaktadır, sonuçlar benzer değildir. İkili olarak gruplar karşılaştırıldığında, renklendirme sonrası değerlerin İlk ölçüm (b_0) ve döngü sonrası (b_1) değerden değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$; Willcoxon Test). Fakat İlk ölçüm ile döngü sonrası değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,063$; Willcoxon Test).

Termal döngü uygulanan PA gruplarının L^* , a^* ve b^* değerlerindeki ilk ölçüm (L_0), döngü sonrası (L_1) ve renklendirme sonrası (L_2) değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (sırası ile $p=0,273$; Friedman Test)(Tablo 4.11). a^* ve b^* değerlerindeki ilk ölçüm, döngü sonrası, renklendirme sonrası değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu (sırası ile $p=0,0001$; $p=0,00001$ Friedman Test) (Tablo 3.14). İlk ölçüm L değeri $49,47\pm1,95$, döngü sonrası $47,76\pm1,32$, renklendirme sonrası $46,15\pm1,51$ olarak dağılmaktadır, sonuçlar benzerdir. İlk ölçüm değeri $26,94\pm2,8$, döngü sonrası $28,89\pm2,5$, renklendirme sonrası $28,07\pm3,95$ olarak dağılmaktadır, sonuçlar benzer değildir.

Poliamid materyalinin ikili grupları karşılaştırıldığında, ilk ölçümün döngü sonrası değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,008$; Willcoxon Test), fakat ilk ölçüm (a_0) ile renklendirme sonrası (a_1), döngü sonrası (a_2) ile renklendirme sonrası (a_1) değerden değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (sırası ile $p=0,339$; $p=0,465$; Willcoxon Test). İlk ölçüm b değeri $10,48\pm2,15$, döngü sonrası $8,19\pm1,52$, renklendirme sonrası $8,12\pm2,43$ dağılmaktadır, sonuçlar benzer değildir. İkili olarak gruplar karşılaştırıldığında, İlk ölçüm (b_0) değerlerinin döngü sonrası (b_1) ve renklendirme sonrası (b_2) değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$; Willcoxon Test). Fakat döngü sonrası ile renklendirme sonrası değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,309$; Willcoxon Test).

Termal döngü uygulanan PEEK gruplarının L^* , a^* ve b^* değerlerindeki İlk ölçüm, döngü ve renklendirme sonrası değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,0001$; Friedman Test)(Tablo 4.12). İlk ölçüm L değeri $47,54\pm0,77$, döngü sonrası $44,75\pm1,43$, renklendirme sonrası $44,63\pm1,69$ dağılmaktadır, sonuçlar benzer değildir ($p=0,0001$). İkili olarak gruplar karşılaştırıldığında, ilk ölçümün (L_0) döngü sonrası (L_1) ve

renklendirme sonrası (L_2) değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$; Willcoxon Test), fakat renklendirme sonrası ile d sonrası değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,992$; Willcoxon Test). İlk  a değeri $24,57\pm3,2$, d sonrası $27,43\pm1,30$, renklendirme sonrası $26,64\pm1,29$ olarak dağılmaktadır, sonuçlar benzer değildir. İgili olarak gruplar karşılaştırıldığında değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$; Willcoxon Test).

İlk  b değeri $14,43\pm1,85$, d sonrası $12,79\pm0,85$, renklendirme sonrası $14,10\pm1,20$ olarak dağılmaktadır, sonuçlar benzer değildir. İgili olarak gruplar karşılaştırıldığında, d sonrası (b_1) ile ilk  (b_0) ve renklendirme sonrası (b_2) değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$; Willcoxon Test). Fakat İlk  ile d sonrası değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,405$; Willcoxon Test)

Tablo 4.10: Termal döngü uygulanan PMMA gruplarının L*, a* ve b* dağılımı

	Ort±SD	%95 GA	Medyan (IQR)	χ^2	p*	İkili Karşılaştırmalar**
İlk ölçüm (L ₀)	44,84±2,94	43,74-45,94	45,69(4,04)			(1) Z=-2,705;p=0,007
Termal döngü Sonrası (L ₁)	43,87±2,77	42,83-44,9	44,59(4,08)	21,600	0,0001	(2) Z=-4,042;p=0,0001
Renklendirme Sonrası (L ₂)	42,31±2,95	41,21-43,41	42,86(4,36)			(3) Z=-3,857;p=0,0001
İlk ölçüm (a ₀)	34,05±5,18	32,11-35,98	34,51(9,65)			(1) Z=-3,383;p=0,001
Termal döngü Sonrası (a ₁)	29,41±2,65	28,42-30,4	29,17(3,79)	14,467	0,001	(2) Z=-3,096;p=0,002
Renklendirme Sonrası (a ₂)	28,91±6,07	26,64-31,17	28,2(6,76)			(3) Z=-,998;p=0,318
İlk ölçüm (b ₀)	5,82±2,36	4,94-6,7	6,01(2,99)			(1) Z=-1,861;p=0,063
Termal döngü Sonrası (b ₁)	5,1±1,88	4,4-5,8	5(2,24)	8,067	0,018	(2) Z=-2,931;p=0,003
Renklendirme Sonrası (b ₂)	4,23±2,63	3,25-5,21	4,21(4,27)			(3) Z=-1,964;p=0,049

* Friedman Test ** Willcoxon Test (1) Kontrol ile Döngü Sonrası (2) Kontrol ile Renklendirme Sonrası (3) Döngü Sonrası ile Renklendirme Sonrası

Tablo 4.11: Termal döngü uygulanan PA gruplarının L*, a* ve b* dağılımı

	Ort±SD	%95 GA	Medyan (IQR)	χ^2	p*	İkili Karşılaştırmalar**
İlk ölçüm (L ₀)	49,47±1,95	48,74-50,2	49,47(3,1)			(1) Z=-4,474;p=0,0001
Termal döngü Sonrası (L ₁)	47,76±1,32	47,27-48,26	47,75(2)	2,600	0,273	(2) Z=-4,782;p=0,0001
Renklendirme Sonrası (L ₂)	46,15±1,51	45,59-46,71	46,26(2,47)			(3) Z=-4,720;p=0,0001
İlk ölçüm (a ₀)	26,94±2,8	25,89-27,98	27,01(3,64)			(1) Z=-2,664;p=0,008
Termal döngü Sonrası (a ₁)	28,89±2,5	27,95-29,82	28,41(3,34)	50,467	0,0001	(2) Z=-,956;p=0,339
Renklendirme Sonrası (a ₂)	28,07±3,95	26,59-29,54	27,73(5,11)			(3) Z=-,730;p=0,465kıl
İlk ölçüm (b ₀)	10,48±2,15	9,68-11,29	10,37(1,8)			(1) Z=-4,638;p=0,0001
Termal döngü Sonrası (b ₁)	8,19±1,52	7,62-8,75	8,05(2,1)	33,267	0,0001	(2) Z=-4,247;p=0,0001
Renklendirme Sonrası (b ₂)	8,12±2,43	7,21-9,03	7,36(3,39)			(3) Z=-1,018;p=0,309

* Friedman Test ** Willcoxon Test (1) Kontrol ile Döngü Sonrası (2) Kontrol ile Renklendirme Sonrası (3) Döngü Sonrası ile Renklendirme Sonrası

Tablo 4.12: Termal döngü uygulanan PEEK gruplarının L*, a* ve b* dağılımı

	Ort±SD	%95 GA	Medyan (IQR)	χ^2	p*	İkili Karşılaştırmalar**
İlk ölçüm (L ₀)	47,54±0,77	47,25-47,83	47,53(0,86)			(1) Z=-4,782;p=0,0001
Termal döngü Sonrası (L ₁)	44,75±1,43	44,21-45,28	44,98(1,77)	45,067	0,0001	(2) Z=-4,782;p=0,0001
Renklendirme Sonrası (L ₂)	44,63±1,69	44-45,26	45,09(2,1 ¹)			(3) Z=-,010;p=0,992
İlk ölçüm (a ₀)	24,57±3,2	23,37-25,76	25,69(2,1 ¹)			(1) Z=-4,186;p=0,0001
Termal döngü Sonrası (a ₁)	27,43±1,3	26,94-27,91	27,47(2,05)	19,467	0,0001	(2) Z=-2,828;p=0,005
Renklendirme Sonrası (a ₂)	26,64±1,29	26,16-27,12	26,58(2,3)			(3) Z=-2,191;p=0,028
İlk ölçüm (b ₀)	14,43±1,85	13,74-15,12	14,15(2,15)			(1) Z=-3,672;p=0,0001
Termal döngü Sonrası (b ₁)	12,79±0,85	12,48-13,11	12,81(1,29)	45,067	0,0001	(2) Z=-,833;p=0,405
Renklendirme Sonrası (b ₂)	14,10±1,20	13,65-14,54	13,88(1,61)			(3) Z=-3,980;p=0,0001

* Friedman Test ** Willcoxon Test (1) İlk ölçüm ile Döngü Sonrası (2) Kontrol ile Renklendirme Sonrası (3) Döngü Sonrası ile Renklendirme Sonrası

Termal döngü uygulanan üç farklı kaide materyalinin renklendirme sonrası L_2 , a_2 , b_2 , değerlerinin karşılaştırılması yapıldığında; 3 grup arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,0001$; Kruskal Wallis Test). PMMA için L_2 $42,31 \pm 2,95$, PA için $46,15 \pm 1,51$ ve PEEK için $44,63 \pm 1,69$ olarak dağılmaktadır, sonuçlar benzer değildir. İkili olarak gruplar karşılaştırıldığında da fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,0001$; Mann Whitney U Test)(Tablo 4.13).

Termal döngü uygulanan grupların renklendirme sonrası a değeri (a_2) 3 grup arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,330$; Kruskal Wallis Test). PMMA için a_2 $28,91 \pm 6,07$, PA $28,07 \pm 3,95$ ve PEEK $26,64 \pm 1,29$ dağılmaktadır, sonuçlar benzerdir (Tablo 4.13).

Termal döngü uygulanan grupların renklendirme sonrası b değeri (b_2) 3 grup arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,0001$; Kruskal Wallis Test). Termal döngü uygulanan renklendirme sonrası ölçüm PMMA $4,23 \pm 2,63$ olarak PA $8,12 \pm 2,43$ ve PEEK $14,1 \pm 1,2$ olarak dağılmaktadır, sonuçlar benzer değildir. İkili olarak gruplar karşılaştırıldığında da fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,0001$; Mann Whitney U Test) (Tablo 4.13).

Tablo 4.13: LAB Değerlendirilmesine ilişkin dağılım

	Ort±SD	%95 GA	Medyan (IQR)	χ²	p*	İkili Karşılaştırmalar**
İlk ölçüm (L₀)	47,54±0,77	47,25-47,83	47,53(0,86)			(1) Z=-4,782;p=0,0001
Termal siklus Sonrası (L₁)	44,75±1,43	44,21-45,28	44,98(1,77)	45,067	0,0001	(2) Z=-4,782;p=0,0001
Renklendirme Sonrası (L₂)	44,63±1,69	44-45,26	45,09(2,1)			(3) Z=-,010;p=0,992
İlk ölçüm (a₀)	24,57±3,2	23,37-25,76	25,69(3,4)			(1) Z=-4,186;p=0,0001
Termal siklus Sonrası (a₁)	27,43±1,3	26,94-27,91	27,47(2,05)	19,467	0,0001	(2) Z=-2,828;p=0,005
Renklendirme Sonrası (a₂)	26,64±1,29	26,16-27,12	26,58(2,3)			(3) Z=-2,191;p=0,028
İlk ölçüm (b₀)	14,43±1,85	13,74-15,12	14,15(2,15)			(1) Z=-3,672;p=0,0001
Termal siklus Sonrası (b₁)	12,79±0,85	12,48-13,11	12,81(1,29)	45,067	0,0001	(2) Z=-,833;p=0,405
Renklendirme Sonrası (b₂)	14,10±1,20	13,65-14,54	13,88(1,61)			(3) Z=-3,980;p=0,0001

* Kruskal Wallis Test ** Mann Whitney U Test-Bonferonni Düzeltmesi ile (1) PMMA ile PA (2) PMMA ile PEEK (3) PA ile PEEK

4.3. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN (Ra) DEĞERLENDİRİLMESİ

Tablo 4.14: İlk (Ra₀) ve renklendirme solüsyonu sonrası (Ra₁) yüzey pürüzlülük ölçümlerinin değerlendirilmesi

		ORT±SD	%95 GA	MEDYAN (IQR)	ST. SAPMA	ORT. ST. HATASI	
PM1	Ra0	0,8±0,26	0,7-0,89	0,83(0,31)	0,26	0,05	0,87
	Ra2	0,81±0,42	0,66-0,97	0,7(0,5)	0,42	0,08	
PM2	Ra0	0,75±0,32	0,63-0,87	0,69(0,41)	0,21	0,04	0,71
	Ra2	0,75±0,32	0,63-0,87	0,69(0,41)	0,32	0,06	
PA1	Ra0	0,9±0,38	0,76-1,04	0,9(0,67)	0,38	0,07	0,26
	Ra2	0,85±0,36	0,72-0,99	0,73(0,61)	0,38	0,07	
PA2	Ra0	0,96±0,46	0,78-1,13	0,85(0,61)	0,46	0,08	0,34
	Ra2	0,85±0,36	0,72-0,99	0,73(0,61)	0,36	0,07	
PE1	Ra0	0,58±0,17	0,52-0,64	0,58(0,2)	0,17	0,03	0,44
	Ra2	0,58±0,18	0,52-0,65	0,59(0,29)	0,16	0,03	
PE2	Ra0	0,54±0,16	0,49-0,6	0,5(0,23)	0,24	0,04	0,14
	Ra2	0,58±0,18	0,52-0,65	0,59(0,29)	0,18	0,03	

Materyallerde termal döngü sonrası yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir değişiklik olup olmadığını değerlendirmek amacıyla Ra₀ ve Ra₂ değerleri karşılaştırıldı (Tablo 4.14). Klinik olarak 6 aylık kullanıma denk gelen termal siklusun yüzey pürüzlülüğüne anlamlı olarak etki etmediği saptanmıştır. Termal siklus uygulaması PMMA, PA ve PEEK için yüzey pürüzlülüğü değerlerinde anlamlı bir fark oluşturmamıştır ($p \geq 0,05$).

Tablo 4.15: Termal döngünün materyal çeşidine bağımlı pürüzlülük dağılımı

		Ort±SD	%95 GA	Medyan (IQR)	□□	p	İkili Karşılaştırmalar**
Ra ₀	PM1	0,8±0,26	0,7-0,89	0,83(0,31)	15,806	0,0001	(1) Z=-1,16;p=0,082
	PA1	0,9±0,38	0,76-1,04	0,9(0,67)			(2) Z=-1,99;p=0,016
	PE1	0,58±0,17	0,52-0,64	0,58(0,2)			(3) Z=-2,3;p=0,007
Ra ₁	PM1	0,98±0,43	0,82-1,14	0,9(0,67)	44,159	0,0001	(1) Z=-3,4;p=0,0001
	PA1	1,23±0,39	1,09-1,37	1,24(0,54)			(2) Z=-4,6;p=0,0001
	PE1	0,49±0,14	0,43-0,54	0,45(0,18)			(3) Z=-2,78;p=0,002
Ra ₂	PM1	0,81±0,42	0,66-0,97	0,70(0,5)	26,770	0,0001	(1) Z=-3,34;p=0,0001
	PA1	1,01±0,38	0,87-1,16	0,96(0,35)			(2) Z=-6,39;p=0,0001
	PE1	0,54±0,16	0,49-0,6	0,50(0,23)			(3) Z=-5,19;p=0,0001

* Kruskal Wallis Test ** Mann Whitney U Test-Bonferonni Düzeltmesi ile (1) PMMA ile PA (2) PMMA ile PEEK (3) PA ile PEEK

Termal döngü ve renklenme solüsyonlarının pürüzlülüğe etkisini değerlendirmek üzere materyallerinin Ra₀, Ra₁ ve Ra₂ değerlerinin ortalamaları alındı (Tablo 4.15). Termal döngü uygulanan materyallerin pürüzlülük değerlerinin farkları istatistiksel

olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$; Kruskal Wallis Test). Ra_1 ve Ra_2 için her bir materyal grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$; Mann Whitney U Test).

Tablo 4.16: PM1 materyali için yüzey pürüzlülüğü verilerinin değerlendirilmesi

	Ort $\pm$ SD	%95 GA	Medyan (IQR)	Z	p	İkili Karşılaştırmalar**
Ra_0	0,8 $\pm$ 0,26	0,7-0,89	0,83(0,31)			(1) Z=-3,361;p=0,001
Ra_1	0,98 $\pm$ 0,43	0,82-1,14	0,9(0,67)	12,933	0,002	(2) Z=-,228;p=0,819
Ra_2	0,81 $\pm$ 0,42	0,66-0,97	0,7(0,5)			(3) Z=-3,350;p=0,001
* Friedman Test ** Willcoxon Test (1) 0 ile 1 (2) 0 ile 2 (3) 1 ile 2						

Termal döngü uygulanan PMMA materyallerin Ra değişimlerinin anlamlılık durumu değerlendirildiğinde; ortalama Ra_0 , ortalama Ra_1 , ortalama Ra_2 arasındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,002$; Friedman Testi). Ortalama Ra_0 (0,8 $\pm$ 0,26), ortalama Ra_1 (0,98 $\pm$ 0,43), Ra_2 ortalama (0,81 $\pm$ 0,42) arasındaki değişim benzer değildir. Ra_0 değerinin Ra_1 değerine göre değişimi ve Ra_1 değerinin Ra_2 değerine göre değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu(Tablo 4.16).

Tablo 4.17: PA1 materyali için yüzey pürüzlülüğü verilerinin değerlendirilmesi

	Ort $\pm$ SD	%95 GA	Medyan (IQR)	Z	p	İkili Karşılaştırmalar**
Ra_0	0,9 $\pm$ 0,38	0,76-1,04	0,9(0,67)			(1) Z=-2,783;p=0,005
Ra_1	1,23 $\pm$ 0,39	1,09-1,37	1,24(0,54)	6,933	0,031	(2) Z=-,221;p=0,825
Ra_2	1,01 $\pm$ 0,38	0,87-1,16	0,96(0,35)			(3) Z=-3,353;p=0,001
* Friedman Test ** Willcoxon Test (1) 0 ile 1 (2) 0 ile 2 (3) 1 ile 2						

Termal döngü uygulanan PA materyallerin Ra değişimlerinin anlamlılık durumu değerlendirildiğinde; ortalama Ra_0 , ortalama Ra_1 , ortalama Ra_2 arasındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,031$; Friedman Testi). Ortalama Ra_0 (0,9 $\pm$ 0,38), ortalama Ra_1 (1,23 $\pm$ 0,39), ortalama Ra_2 (1,01 $\pm$ 0,38) arasındaki değişim benzer değildir. Ra_0 değerinin Ra_1 değerine göre değişimi ve Ra_1 değerinin Ra_2 değerine göre değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu(Tablo 4.17).

Tablo 4.18: PE1 materyali için yüzey pürüzlülüğü verilerinin değerlendirilmesi

	Ort±SD	%95 GA	Medyan (IQR)	Z	p	İkili Karşılaştırmalar**
Ra ₀	0,58±0,17	0,52-0,64	0,58(0,2)			(1) Z=-5,761;p=0,0001
Ra ₁	0,49±0,14	0,43-0,54	0,45(0,18)	38,700	0,0001	(2) Z=-1,840;p=0,066
Ra ₂	0,54±0,16	0,49-0,6	0,5(0,23)			(3) Z=-5,639;p=0,0001
* Friedman Test ** Willcoxon Test (1) 0 ile 1 (2) 0 ile 2 (3) 1 ile 2						

Termal döngü uygulanan PEEK materyallerin Ra değişimlerinin anlamlılık durumu değerlendirildiğinde; ortalama Ra₀, ortalama Ra₁, ortalama Ra₂ arasındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p=0,0001; Friedman Testi). Ortalama Ra₀ (0,58±0,17), ortalama Ra₁ (0,49±0,14), ortalama Ra₂ (0,54±0,16) arasındaki değişim benzer değildir. Ra₀ değerinin Ra₁ değerine göre değişimi ve Ra₁ değerinin Ra₂ değerine göre değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu(Tablo 4.18).

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kaide materyali olarak yıllar içinde farklı materyaller kullanılmıştır. PMMA bazlı akrilik reçineler hareketli protezlerin yapımında uzun yıllardır en çok tercih edilen materyaldir. Bu tez çalışmasında in vitro ortamda termal döngü ile yaşlandırma işlemi yapılan güncel protez materyallerinden PMMA, PEEK ve PA için renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki değişimler incelenmiştir. Mevcut literatür tarandığında kaide materyalleri üzerine ayrı ayrı çalışmalar bulunduğu fakat bu üç güncel materyalin karşılaştırılmasını içeren bir çalışmaya rastlanmadığı görülmüştür(106–109).

Bu tez çalışmasında kullanılan PMMA örnekler geleneksel muflalama, PA örnekler termoplastik enjeksiyon yöntemi ile üretilmiştir. Isı ile polimerize, otopolimerizan, ışık ile polimerize ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler olmasına rağmen bu tez çalışmasında rutinde daha sık tercih edilen PMMA esaslı rezinlerin muflalama ile polimerizasyonu uygun görülmüştür. Önceki çalışmalarda PA materyalinin su emilim özelliğinden dolayı kaide materyali olarak kullanımına uygun olmadığı belirtilmiştir ((110). Materyal üzerindeki yeni gelişmelerle beraber, ISO standartlarına uygun hale gelen PA materyalinin su emilimi ve suda çözünürlük değerleri kabul edilebilir sınırlar içindedir. Ayrıca uzun zamandır birçok farklı alanda kullanılan PEEK materyalinin kaide materyali olarak kullanımı, yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimini inceleyen çalışmalar kısıtlıdır(18,34,111). Bu sebeple bu çalışmada protez kaide materyalleri arasında en sık kullanılan PMMA'a ek olarak PA ve PEEK materyalleri test edilerek optik ve fiziksel özellikleri değerlendirilmiştir.

Klinik çalışmaların pahalı ve zaman alıcı olması sebebiyle, dental materyallerin test edilmesinde sıklıkla in vitro testler kullanılmaktadır. Laboratuvar ortamında yapılan simülasyonlar, klinik çalışmaların önüne geçebilmekte(112), veriler kliniğe göre yorumlanarak bu yöndeki çalışmalara rehber olabilmektedir. Bu çalışmada da materyaller için in-vitro test düzeneği oluşturulmuştur.

Önceki çalışmalar incelendiğinde renk stabilitesi ile ilgili araştırmalarda örneklerin disk veya dikdörtgen şeklinde hazırlandığı görülmekte olup ((113–116), bu çalışmada da ideal kaide kalınlığı göz önüne alınarak örnekler 3 mm kalınlığında 1 cm çapında disk şeklinde üretilmiştir.

Materyalin zaman içindeki değişimini in vitro olarak değerlendirmek için termal döngü işlemi sıklıkla uygulanmaktadır. Yapılan in vitro çalışmalar yeme-içme alışkanlığı, ağızda kalma süresi, ağız içi sıcaklığı gibi hastaya özel değişkenlerin elimine edilmesini kolaylaştırmaktadır. Önceki çalışmalarda çeşitli termal döngü cihazları kullanılmış, farklı döngü sayıları farklı sonuçlar göstermiştir. Pinto ve ark. hastanın günde 3 kez yemek yediğini ve her yemeğin bir döngüye karşılık geldiğini bildirerek 4000 döngünün 4 yıllık sonuç verdiğini vurgulamışlardır ((117). Botega ve ark. araştırmalarında örnekleri 1 dakika 5°C ve 1 dakika 55°C bekleterek yapılan 1000 döngünün 1 yıllık kullanıma eşdeğer olduğunu bildirmişlerdir(118). Gale ve ark. bir günde ağız içinde 20-50 döngünün gerçekleşebileceği ve 5000 döngünün 6 aylık bir sürece karşılık geleceği düşüncesini bildirmiştir ((112). 2012 yılında Goiato ve ark. farklı akrilik rezinlerin renk stabilitesini inceledikleri çalışmada örneklerini 5°C ve 55°C suda 30'ar saniye bekleterek 2000 döngü uygulamış ve bunun ağız içinde 2 yıla denk geldiğini öne sürmüşlerdir ((119). Referans metinler doğrultusunda bu çalışmada yaşlandırma test düzeneği bir döngü 30 saniye 5°C suda bekletme, 10 saniye geçiş süresi, 30 saniye 55°C suda bekletme ve tekrar 10 saniye geçiş süresi ile ilk tanka dönüş şeklinde 80 saniyede tamamlanmıştır. İn-vitro koşullar sağlanarak, 5000 döngü işlemi uygulamasıyla gerçekleştirilmiştir.

Birçok faktör hareketli protezlerde hasta memnuniyetini etkiler. Bunlar anatomik ve teknik faktörler, estetik görünüm, psikolojik faktörler ve fonksiyonel faktörlerdir. Estetik, hasta memnuniyetini belirleyen faktörlerin başında gelmektedir. Estetik parametrelerin sağlanmasının önemi kadar uzun süre stabil kalması da protetik tedavinin amaçlarından. Bu sebeplerle kaide maddesinin yeterli dirence sahip olması, kimyasal bakımdan stabil olması, ağız sıvılarında çözünürlüğünün az olması, tadı ve kokusunun olmaması, doğal görünmesi ve renk değiştirmemesi gibi özelliklere sahip olması gerekmektedir(120)).

Renklenmeler; kaide materyalinin içerdiği dolgunun boyutu, rezin matris tipi, yüzdesi, dağılımı, kompozisyon ve polimerizasyon şekli, materyal içindeki kimyasal reaksiyonlar gibi materyale ait faktörler nedeniyle veya yiyecek/içecek, kafein, nikotin kullanımı, ağız çalkalama suları ve gıda renklendiricilerinin yapışma veya nüfuz etmesi gibi etkenlerle meydana gelebilmektedir ((119–121). Literatürde renk değişikliğine sebep olarak başlıca kahve, çay, şarap ve nikotin gibi ajanlar rapor edilmektedir (122). Renk stabilitesi ile ilgili yapılan çalışmalarda, örneklerin renklendirme solüsyonlarında

bekletilmeleri hakkında standart bir protokol bulunmamaktadır. Çalışmamızda renklendirici solüsyon olarak distile su, kahve ve vişne suyu kullanılmıştır.

2007 yılında yapılan bir çalışmada ısıyla polimerize PMMA ve 4 çeşit yumuşak astar materyalinin renklenme miktarının incelemiş, ölçümler 1, 3, 9, 24, 48 ve 96 saatlerde yapılmıştır ((123).Weiwen Zuo ve ark. 2016 yılında ısı ile polimerize olan 4 marka PMMA'ı şarap, kola, çay ve kahvede bekleterek 1, 7 ve 28. günde renk ölçümleri yapmışlardır(124). Ertaş ve ark. 5 farklı kompozit materyalinin 4 farklı solüsyondaki renk değişimlerini görmek için yaptıkları çalışmada 24 saat ardından ölçüm yapmışlardır. Çalışmada günlük ortalama içilen kahve miktarının 3,2 bardak olduğu ve 24 saat solüsyon içinde bekletmenin yaklaşık 1 aylık tüketim karşılık geldiği belirtilmiştir(125)). Önceki çalışmalar göz önüne alındığında çalışmada örnekler hazırlanan solüsyonlarda 7 gün bekletilerek, 7 aylık tüketime eşdeğer varsayılmıştır.

Büyükyılmaz ve Ruyter 1994 yılında bir ışık ile polimerize, üç ısı ile polimerize ve üç otopolimerizan protez kaidesi polimerini kahve, çay ve suya 50°C ±1 maruz bırakmış ve renk stabilitesi açısından değerlendirilmiştir. Çalışmada bütün materyallerde kahvenin çaya göre daha fazla renk değişimine neden olduğu gösterilmiştir (84). Bu sonuçlar çalışmamızı destekler niteliktedir. Yine aynı çalışmada ışıkla sertleşen kaide materyali (Triad,Dentsply) en iyi renk stabilitesi gösterirken, ısıyla sertleşen (Meliodent, Bayer Dental) kaide materyali en çok renklenmiştir(84)).

Dış hekimliğinde renk analizi görsel ve aletsel olarak iki yöntemle yapılmaktadır. Görsel yöntemin subjektif olması, nicel veri sağlanmasının mümkün olmaması gibi nedenlerle yapılan çalışmalarda sıklıkla aletsel analizler tercih edilmektedir (111). Ölçüm için cihaz kullanımı hata riskini azaltarak temel zorlukların ortadan kaldırılmasını sağlamaktadır. Aletsel renk analizinde başlıca spektrofotometreler ve kolorimetreler tercih edilir(126). Spektrofotometreler objeyi farklı açılardan aydınlatarak ölçüm yapar ve detaylı sonuçlar verir. Kolorimetreler kalibrasyona dayalı çalışır, materyalin rengini daha basit ve anlaşılır bir biçimde ölçer ((127). Igiel ve ark. spektrofotometre, kolorimetre ve görsel yöntemi karşılaştırdıkları çalışmada ölçüm sonuçları arasında bir fark bulamamıştır ((128). Stephen ve ark., farklı renk ölçüm cihazlarını karşılaştırdıkları çalışmada en doğru sonuçların dijital kamera ile birlikte skala kullanılmasının en doğru olduğunu, diğer renk ölçüm sistemlerinin benzer sonuçlar verdiğini öne sürmüşlerdir ((129). Benzer şekilde Seghi ve ark., kolorimetre ve spektrofotometre ölçümlerini

karşılaştırdıkları çalışmada ölçümler arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir ((130)). Çalışmamızda renk ölçümleri güvenilir ve uygun olması amacıyla kolorimetre kullanılarak yapılmıştır.

Renk değişiminin gözle değerlendirilmesi yanıltıcı sonuçlar verebilmekte, değişken faktörlerin azaltılması için değerlendirmenin objektif yapılması gerekmektedir. Renk bilimcileri CIE L*a*b sistemini geliştirilerek tüm değişkenleri eşit değerlendirmek yerine gözün algısını daha baskın biçimde etkileyen faktörün katsayısını belirleyerek CIEDE2000 formülü hazırlamıştır ((131)). Bu formül kabul edilebilirliği ve algılanabilirliği daha uygun ve daha doğru halde saptayabilmektedir.

İnsan gözünün algılayabileceği minimum renk değişimi değeri (ΔE) ile ilgili farklı görüşler mevcuttur. Seghi ve ark. yaptığı iki farklı çalışmada bu değerin (ΔE) 1 birim olduğunu belirtirken başka bir çalışmada ΔE 'nin 2-3 birim olduğunu belirtmişlerdir(132,133)). Johnston ve Kao bu değeri 3,7 olarak göstermişler, $\Delta E > 6.7$ olduğunda değişimin klinik olarak kabul edilemeyeceğini de vurgulamışlardır(134). Paravina ve ark. 2015'te yaptıkları çalışmada algılanabilirlik eşiğini, 0.8 ve kabul edilebilirlik eşiğinin ise $\Delta E \leq 1.8$ olduğunu işaret etmişlerdir(105).

Materyallerin renk değişikliğinin klinik olarak yorumlanabilmesi için Ulusal Standartlar Bürosu (NBS)'da bir formül önermiştir. Bu formüle göre elde edilen ΔE değeri 0,92 ile çarpılır ve Tablo 4.1'ye göre yorumlanır.

Tablo 5.1: ΔE değerinin NBS karşılığı

NBS Birimi	Renk değişiminin belirtisi
0-0,5	Çok az, oldukça az değişim
0,5 -1,5	Az değişim
1,5-3	Belirlenebilir, algılanabilir değişim
3-6	Farkedilebilir, belirgin değişim
6-12	Fazla değişim, oldukça belirgin
12+	Çok fazla değişim, başka bir renk

Bu tez çalışmasında da daha güncel olması nedeniyle Paravina ve ark. çalışmasında kabul edilen referanslar dikkate alındı, buna göre bu tez çalışmasında tüm materyal gruplarının ortalama renk değişiminin fark edilebilir düzeyde olduğu ve klinik olarak kabul edilebilir seviyesini aştığı görülmüştür.

Bu çalışmada materyallere başlangıç renk ölçümleri; tüm testlerden önce, ikinci olarak termal döngü sonrası ve son olarak renklendirme solüsyonlarında bekletilme sonrası yapıldı. Termal döngü sonrası renk değişimini ifade eden $\Delta E1$ değeri en düşükten en yükseğe; PA, PMMA ve PEEK şeklinde sıralandı. Renklendirme solüsyonlarında bekletilen örneklerin bekletme sonrası renk değişimini ifade eden $\Delta E2$ değeri ise düşükten yükseğe; PEEK, PA ve PMMA şeklindedir. Materyallerin sadece termal döngü işlemi ya da termal döngü ile birlikte renk solüsyonlarında bekletilmesi sonucu elde edilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Termal döngüye giren ve girmeyen tüm örneklerin $\Delta E2$ değerleri karşılaştırıldığında düşükten yükseğe sıralama; PM2, PE1, PE2, PA1, PA2 ve PM1 şeklindedir. Renk değişikliğinin en az olduğu materyal termal döngüye girmeyen PMMA iken, renk değişikliğinin en çok olduğu materyal termal döngüye giren PMMA olarak bulunmuştur.

Yaşlandırmanın renklenmeye etkisini değerlendirmek amacıyla materyal gruplarının içerisinde termal döngüye giren ve girmeyen örneklerin $\Delta E2$ değerleri karşılaştırıldı. PMMA materyali için fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken PA ve PEEK materyalleri için anlamlı farklılık gözlenmemiştir.

Lai ve ark. 2003 yılında dişeti materyallerini değerlendirdikleri çalışmada 1 kopoliamid (Flexite Supreme), 1 silikon (Gingivamoll) ve 2 ısı ile polimerize akrilik rezinin (QC-20 ve Vertex) renk stabilitesini kahve ve çaya daldırarak 7, 14, 30, 60, 120 ve 180. günlerden sonra bir spektrofotometre ile değerlendirmişlerdir. Çay içinde bekletilen örneklerden silikon en az değişimi gösterirken poliamid en fazla değişimi göstermiştir. Kahve içinde bekletmede silikon materyali en fazla renklenme göstermiştir. 14 ve 60 günden sonra kahve içinde bekletilen silikon ve poliamidin kabul edilebilir değerleri aştığı belirtilmiştir ((135).

Takabayashi PMMA esaslı Acron örneklerin, PA esaslı Valplast, Lucitone FRS, Flexite Suprime, polikarbonat esaslı Reigning ve Jet Carbo Resin ve polietilen tereftalat esaslı EstheShot gibi termoplastik rezinlerin birçok özelliğini karşılaştırdığı çalışmasında polikarbonat esaslı materyalin renk stabilitesinin akrilik reçine ile aynı olduğunu, bununla birlikte, poliamid ve polietilen tereftalat materyallerinin en çok renklenme gösterdiğini belirtmiştir. Çalışmanın sonucunda bu malzemelerde renk stabilitesinin iyileştirilmesi gerektiği savunulmuştur ((136).

Wieckiewicz ve ark. PA ve kimyasal yolla polimerize olan PMMA'nın fiziksel özelliklerini inceledikleri çalışmalarında örnekler 4 farklı ortamda bekletilmiş ve 24 saat, 12. gün ve 36. gün değerleri karşılaştırmışlar ve PA materyalinin PMMA'tan daha fazla renklendiğini bildirmişlerdir ((137).

Aysan ve ark. ısı ile polimerize PMMA, enjekte edilebilen PMMA ve PA materyallerinin 5 farklı solüsyonda 3 farklı zamanda ölçüm yaparak termal döngü olmaksızın renklenmelerini incelemişler. Tüm ölçümlerde en az değişimin enjekte edilebilen PMMA en çok renk değişiminin ise PA grubunda olduğunu bildirmişlerdir ((138).

Sepúlveda-Navarro et al. 2011 yılında, iki ısıyla polimerize akrilik rezin (Lucitone 550, VipiCril) ve termoplastik naylon rezinin (Transflex) farklı içeceklerdeki (kahve, kola, kırmızı şarap ve damıtılmış su) renk stabilitesini ultraviyole spektrofotometre kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda bütün renk değişimlerinin kabul edilebilir değerler arasında olması ile beraber en yoğun değişimin kırmızı şarapta olduğu, materyaller arasında. Isı ile polimerize PMMA'nın en az renklenirken, naylon rezinin en çok renklendiğini bildirmişlerdir ((108).

Takabayashi, Wieckiewicz, Aysan ve Sepúlveda-Navarro'un yaptığı çalışmalarda sonuçlar ile çalışmamızdaki renklendirme solüsyonlarında bekletilme sonrası renk değişimi sonuçları uyum göstermektedir. Poliamidlerin renk stabilizasyonunun dış etkenlerden etkilendiği sonuçları, çalışmamız bulgularını desteklemektedir. Poliamidlerin renk değişiminin fazla olmasının manipülasyon zorluğu, cilalanabilirliğinin zor olması ve yüksek su emilimine sahip olması ile ilgili olduğu çalışmalarda belirtilmiştir(139–141). Belirtildiği gibi PA materyalinin renklenmesi PMMA materyalinden yüksektir.

Heimer ve ark.; kimyasal olarak polimerize olan PMMA, kompozit ve PEEK materyallerinin renklenmesini inceledikleri çalışmada, örnekleri 4 farklı solüsyonda 7 gün boyunca bekletmiş sonrasında farklı temizleme yöntemleri uygulamışlardır. Renk değişimi en az PEEK materyalinde, en çok kompozitte görülmüştür ((111) .

Restoratif materyallerin uzun ömürlülüğünü değerlendirmek için Niem ve ark. seramik, kompozit ve polimer esaslı malzemelere termal döngü uygulayarak mekanik özellikleri değişimini değerlendirdi. Farklı solüsyonlarda termal döngünün ardından

PEEK, kompozit reçineler ve PMMA bazlı malzemelerle karşılaştırıldığında en düşük çözünürlük ve su emme değerlerini gösterdi(142)).

Çalışmamıza benzer sonuçlar veren bir diğer araştırmada, Papathanasiou ve ark. PEEK, poliamid, asetal rezin ve bir ısı ile polimerize PMMA disk örnekler hazırlayarak kahve, kırmızı şarap, kola ve distile suda 30 gün boyunca bekletmişlerdir. Çalışma sonucunda materyaller arasında en az renk değişimini PEEK, en çok değişimi PA materyalinde görülürken, kahvenin diğer solüsyonlardan daha fazla renk değişimine neden olduğu belirtilmiştir(143).

Çalışmamızda termal siklus ve renk solüsyonları sonrasında en düşük ΔE_2 değeri PEEK materyalinde gözlenmiştir. PEEK materyalinin az su emme ve çözünürlük göstermesi renklenme miktarının az olduğunu göstermektedir. PEEK molekülünde zıt uçlarda bulunan keton ve eter grupları birbirine bağlanarak rezonansla stabil bir aril halkası oluşturur. Bu sayede elektron delokalizasyonu gerçekleşir ve PEEK materyali son derece inaktif, kimyasal, termal ve ışınlama sonrası bozulmaya karşı dirençli bir özellik gösterir(144)).

Çalışmamızın test materyallerinden örneklerden Paladent 20 ve Flexite Plus daha ışık geçirgen iken Copra PEEK örnekler daha opaktır. Kullanılan materyalin saydamlık derecesine göre, örneklerden elde ettiğimiz renk değişim değerleri bu sebeple farklılık gösterebilmektedir. Paladent 20 ve Flexite Plus'da translusent yapıdan dolayı kenar kaybı (edge loss) gözlenebilir. Çalışmamızda ölçümler; beyaz fonda yapılarak bu durumun önüne geçilmeye çalışılmıştır. Bunun yanında translusensi katsayısının ve glossmetre ile materyallerin parlaklıklarının ölçülmesi, ısı döngünün materyallerin renk değişimine olan etkisini değerlendirmede gelecek çalışmalara ihtiyaç vardır.

Literatür incelendiğinde farklı polimerizasyon teknikleri ile polimerize olan akrilik rezinlerin renk değişimini inceleyen birçok çalışma olduğu görülmüştür. Budanur; farklı yöntemlerle polimerize edilen kaide materyallerinin renk stabilitesini incelediği çalışmada termal döngü sonrası yaptığı ölçümlerde düşükten yükseğe renklenme değerinin; ısıyla polimerize, kimyasal yolla polimerize, ışıkla polimerize şeklinde bildirmiştir. Yine aynı çalışmada solüsyon çeşidinden bağımsız olarak renklenmenin en az kimyasal yolla polimerize en çok görünür ışıkla polimerize kaidelerde olduğunu bildirmiştir(86)). Birçok çalışmada olduğu gibi bu çalışmada da su emme kapasitesinin renklenmede etkili olduğu belirtilmiştir. Bu çalışma verileri ısıyla polimerize akriliğin

renklenmesinin diğer materyallere göre az olduğunu göstererek çalışmamızı desteklemektedir.

Rengin değerlendirmesinde materyallerin L^* , a^* ve b^* eksenlerinin incelenmesi, sayısal verileri değerlendirirken faydalı olmaktadır. L^* beyazlığı temsil eder, 100 değeri beyaz iken 0 değeri mükemmel siyahtır. a^* rengin kırmızı-griliğini temsil eder. $+a$ değerleri kırmızı, $-a$ değerleri ise yeşildir. 0 seviyesi nötrdür. b^* rengin sarı-maviliğini ifade eder. $+b$ değerleri sarı, $-b$ değerleri ise mavidir. 0 tarafsızlığı gösterir.

Örneklerin birbirinden bağımsız olarak incelenmesi için; ilk ölçüm, termal döngü sonrası ve solüsyon sonrası değerler birbiriyle karşılaştırıldığında; PMMA materyali için L^* , a^* ve b^* değerlerindeki değişim anlamlı bulundu. PA materyali için L ve a değerlerinin değişimi anlamlı bulunmazken, b değerinin değişimi anlamlı farklılık gösterdi. PEEK materyali için ise L^* , a^* ve b^* değerlerinin tümünde değişim anlamlı farklılık gösterdi.

Papathanasiou ve ark. hazırladıkları PEEK, poliamid, asetal rezin ve bir ısı ile polimerize PMMA örnekleri farklı solüsyonlarda 30 gün bekleterek renk değişimini ve pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda L^* , a^* , ve b^* değerlerinin değişiminin en çok PA materyalinde olduğu sonucu ortaya çıkmıştır(143). Bu çalışma sonucu PA materyalindeki renklenmenin en çok olduğu sonucunu destekler niteliktedir.

Dental materyallerde yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla atomik kuvvet mikroskobu, SEM, konvansiyonel ve lazer uçlu profilometre gibi birçok farklı cihaz kullanılmaktadır (145)). Farklı çalışmalarda polisaj tekniklerinden kaynaklanan pürüzlülüğü karşılaştırmada konvansiyonel profilometrenin daha etkili sonuçlar verdiğini bildirilmiştir. Bu tez çalışmasında farklı materyallerin uygulanan yüzey işlemleri öncesi ve sonrası pürüzlülükleri mekanik profilometre ile ölçülmüştür(145,146).

Materyalin yüzey pürüzlülüğü rengin stabil kalmasında büyük öneme sahiptir. Estetik ve klinik devamlılığın sağlanması restorasyonun yüzey bitirme ve polisaj işlemlerine doğrudan bağlıdır(147). Pürüzlülüğün fazla olduğu durumlarda plak afinitesi ve renkli gıda ve içeceklerden etkilenme artar. Çalışmalarda düşük yüzey pürüzlülüğüne ($<0,2 \mu m$) ve serbest enerjiye sahip PMMA materyallerin daha az plak tutulumu, bakteri üremesi ve besin birikimi sağladığı belirtilmiştir ((148,149)

Akrilik materyallerinde doğru polisaj bir sıralamanın takip edilmesi ve aşamaların hiçbirinin atlanmaması ile mümkün olur. İlk aşama aşındırıcı taş kullanımıdır, daha sonra kalın grenli aşındırıcılardan başlayarak orta ve ince zımparalara geçilir. Daha sonra keçe ve kıl fırça ile pomza-su karışımı, en son olarak yumuşak kıl ve pamuk fırça ile de sulandırılmış tebeşir tozu kullanılır. Önceki çalışmalara bakıldığında ısı ile polimerize olan polisajı yapılmış akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğü, kullanılan aşındırıcının partikül boyutuna bağlı olarak 0.03 ile 0.75 μm arasında değişmektedir(107). Güngör ve ark. yaptıkları çalışmada poliamid ile ısı ve kimyasal polimerize akrilik rezinlerde kullanılan 4 farklı polisaj tekniğini karşılaştırarak, polisaj tekniklerinin pürüzlülük düzeyine önemli etkileri olduğunu savunmuştur ((150).

Ağan ve ark. çeşitli kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlar, ısı döngü işlemi uygulanan PMMA esaslı Meliodent materyalinin parlak ve mat yüzeylerinde pürüzlülüğün anlamlı düzeyde azaldığını belirtmiştir ((106)

Poliamidlerin düşük erime sıcaklığına sahip olması cilalama işlemini de zorlaştırır. Mufladan çıkan proteze en az uyumlandırma yapmak hedeflenmelidir. Bu nedenle mum modelaj işleminde, özellikle kroşe bölgelerinde, dikkatli çalışılması daha sonra ki tesviye işlemlerinde aşındırma frezlerinin neden olduğu, pürüzlülüğü ortadan kaldırmak için önemlidir (37).

Üretici firmalar poliamidler için ıslak tesviye ve polisaj işlemleri için özel frezler tavsiye etmektedir(151). Her firmanın kendine ait cila sisteminin olması, bazı sistemlerde mekanik cilanın dışında verniklerin uygulanması, frezlerin kullanımı sırasında oluşacak ısı ve basınç gibi farklılıkları elimine etmek için çalışmamızda çift taraflı muflalama tekniği ile mum örnekler cam üzerine yerleştirilmiş ve parlak yüzey verileri bu şekilde oluşturulan yüzeyler için kaydedilmiştir. Cilalanma aşamasında oluşan aşırı ısı ve liflerin açığa çıkması nedeniyle PA örneklerin kenarlarında yanmalar görülebilmekte, bu nedenle metal olmayan frezlerle, düşük hızda çalışmak faydalı olabilmektedir ((110)

Wieckiewicz ve ark. PA ve kimyasal yolla polimerize olan PMMA'nın fiziksel özelliklerini inceledikleri çalışmada örnekleri 4 farklı ortamda bekletmiştir. Çalışma sonucunda pürüzlülük değerlerinin PMMA, PA ve PEEK için anlamlı olarak değişikliğe neden olmadığı sonucunu bildirmişlerdir ((137).

Farklı çalışmalarda PEEK materyalinin yüzey pürüzlülüğü ile serbest yüzey enerjisi değerlendirilmiş ve laboratuvar ve hasta başında yapılan polisaj prosedürleri

incelenmiştir. Farklı prosedürler uygulanan PEEK materyali için en iyi sonucun polisaj pastası ile bitim işlemi yapılması olduğu sonucu ortaya çıkmıştır ((152)

Benzer şekilde Sturz ve ark. yaptığı çalışmada 1000 gridlik silikon karbid kağıt zımparalarla zımparalanan ve yüzey pürüzlülüğü ortalama 0.277 μm olarak ölçülen PEEK materyaline polisaj pastası ile bitim işlemi uygulamış yüzey pürüzlülüğünün ortalama 0.073 olduğunu bulmuştur. Kurashi ve ark. yaptıkları PEEK örneklerde lastik ve çeşitli polisaj pastalarıyla final yüzey pürüzlülüğü değerlerini ölçmüşlerdir(147). Kurahashi ve ark. çeşitli bitirme yöntemlerini karşılaştırdığı çalışmada lastik fırça sonrası polisaj pastası uygulanan PEEK örneklerde pürüzlülük ölçümü yapmış ve 0,015 μm olarak en düşük seviyede bulmuşlardır. (153)

Çalışmamızda PMMA, PA ve PEEK için polisaj koşulları standardize edilmiş, değişken olarak değerlendirilmemiştir. Tesviye ve polisaj işlemi aynı uygulayıcı tarafından, materyale özgü standart polisaj yöntemleriyle yapılmıştır.

Şahin ve ark. CAD/CAM ile frezelenmiş iki farklı kaide polimeri (Yamahachi PMMA Disk ve Juvora Dental Disk PEEK) ve bir adet ısı ile polimerize olan akrilik rezini (Meliodent PMMA) karşılaştırdıkları çalışmada örneklerin yarısına termal döngü uygulayarak diğer yarısını distile suda bekletmişlerdir. Karşılaştırma sonucunda yüzey pürüzlülüğü açısından CAD/CAM ile üretilen PMMA grubunun, ısı ile polimerize olan PMMA ve CAD/CAM ile üretilen PEEK grubuna göre daha düşük değerler sergilediği, su emilimi açısından CAD/CAM ile üretilen PEEK grubu diğer iki grup test örneklerine göre anlamlı şekilde daha düşük olduğu bulunmuştur ((109).

Benli ve ark. güncel CAD/CAM materyalleri kullanarak okluzal splintlerdeki mine antagonistine karşı yüzey pürüzlülüğü ve aşınma davranışını bir çiğneme testi ile değerlendirmiştir. Okluzal splintler PMMA, etilen vinil asetat, PEEK, polikarbonat polietilentereftalattan materyallerinin üretilmiş ve tüm örneklerin yüzey işlemleri talimata uygun bitirilmiştir ve pürüzlülükleri optik profilometre ile ölçülmüştür. Örneklere çiğneme simülöründe 5 kg yük uygulanarak 3 aylık kullanıma denk gelen 60000 döngü uygulanmıştır. İşlemden sonra pürüzlülük ölçümleri tekrarlanmış ve en düşük yüzey pürüzlülük değeri PEEK örneklerde tespit edilerek diğer gruplarla istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir (154).

Papathanasiou ve ark. hazırladıkları PEEK, poliamid, asetal rezin ve ısı ile polimerize PMMA örnekleri farklı solüsyonlarda 30 gün bekleterek pürüzlülüklerini

değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda yüzey pürüzlülüğünün bekletilen solüsyonlardan etkilenmediği sonucunu varmıştır(143). Çalışmamız materyalden bağımsız olarak bekletilen solüsyonların birbirinden farklı bir durum oluşturmadığı yönünden desteklense de çalışmamızda solüsyonların materyallerde pürüzlülüğü etkilediği sonucuna varılmıştır.

Polimer yapıdaki restoratif materyallerin ısı döngü sonrası mekanik ve fiziksel özelliklerini karşılaştıran birçok çalışma olmasına karşın kaide materyallerinin özelliklerine etkisini inceleyen sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Wieckiewicz ve ark. PA ve PMMA'nın fiziksel özelliklerini inceledikleri çalışmada 5000 döngü ısı işlemin yüzey pürüzlülük değerlerinde anlamlı bir değişikliğe neden olmadığını tespit etmişlerdir(137). Ayaz ve ark.'ı ise PA ve PMMA materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne termal döngünün etkisini inceledikleri araştırmalarında, distile su yapay tükürük ile yapılan termal döngü işlemlerinin pürüzlülükte anlamlı bir değişiklik oluşturmadıklarını rapor etmişlerdir ((155). Hem Wieckiewicz hem de Ayaz'ın pürüzlülük ile ilgili bulduğu sonuçlar araştırmamızla örtüşmektedir.

Çalışılan PMMA, PA ve PEEKde termal döngü sonrası pürüzlülük değeri(Ra_1) ilk değere (Ra_0) göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur; bununla beraber solüsyonlarda bekletme sonrası değer (Ra_2),) ilk değere (Ra_0) benzerdir. Çalışmamız sonucunda termal siklusun tek başına istatistiksel olarak anlamlı bir yüzey pürüzlülüğüne neden olduğu ve sonrasında solüsyonda bekletme ile pürüzlülüğün ilk hale döndüğü görülmüştür. Bu in vitro çalışmanın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Termal döngü prosedürü sınırlı bir süre için uygulanmış, farklı süreler ayrı ayrı değerlendirilmemiş ve gün ışığı test edilmemiştir. Ağız içi koşullarının simülasyonunda ise sadece kahve ve vişne suyu kullanılmıştır. Kişiyeye bağlı değişkenler, beslenme alışkanlıkları, tükürük gibi diğer faktörler de dikkate alınmamıştır. Ayrıca örneklerin disk şeklinde oluşu, klinik boyutları tam olarak taklit etmemekte, ölçümler tek bir noktadan yapılarak değerlendirilmektedir. Klinik koşullarda protezin farklı bölgelerde farklı renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü değerleri olabileceği göz önüne alınmalıdır. Adezyon, aşınma direnci ve optik özellikler gelecek çalışmalarda araştırılmalı, çalışmalar farklı üreticilerden alınan materyallerle tekrarlanarak güvenilirlik kontrol edilmelidir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırlamaları ile birlikte aşağıdaki sonuçlara varılmıştır.

- Termal döngü ve solüsyonlarda bekletme sonrası PMMA, PA, ve PEEK’de renk değişimi gözlenmiştir. Renk değişimleri algılanabilir ve klinik olarak kabul edilebilir düzeyi aşmıştır.
- PMMA, PA, ve PEEK’in, bekletildiği solüsyona göre renk değişimleri incelendiğinde termal döngü işleminin renklenmeye etkisinin daha düşük, solüsyonlarda bekletmenin daha yüksek etkili olduğu görülmüştür.
- Termal döngünün renk değişimine etkisi ($\Delta E1$ değeri) en yüksek PEEK, en düşük PMMA materyalinde görülmüştür (Tablo 3.5).
- Örneklerin $\Delta E2$ değerleri karşılaştırıldığında en çok değişimin termal döngüye giren PMMA grubu, en az değişimin termal döngüye tâbi tutulmayan PMMA grubunda olduğu görülmüştür (Tablo 3.5).
- Termal döngü uygulanan materyallerin renklendirme solüsyonlarında bekletildiğinde oluşturduğu renk değişikliği benzerdir, materyaller birbirinden farklı sonuçlar vermemiştir (Tablo 3.7).
- Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan materyallerin $\Delta E2$ değerleri incelendiğinde termal döngüye tâbi tutulmanın PMMA materyali için anlamlı bir fark oluşturduğu, PA ve PEEK materyalleri için anlamlı fark oluşmadığı görülmüştür (Tablo 3.10).
- Materyallerden bağımsız olarak incelendiğinde bütün örneklerde en fazla renklenme solüsyonlar arasında kahve solüsyonunda görülmüştür.
- Gruplar bekletildikleri solüsyona göre karşılaştırıldığında en yüksek renklenmenin termal döngüye girmeyen ve kahve içinde bekletilen PA materyalinde, en az değişimin termal döngüye girmeyen ve distile su içinde bekletilen PA materyalinde olduğu görülmüştür (Şekil 3.23).
- PMMA, PA ve PEEK’de L değerinde azalma gözlenirken, a ve b değerleri değişkendir. Tüm örnekler siyaha yaklaşmıştır.
- Termal döngü uygulanan örneklerde L, a ve b değerlerindeki ilk ve son ölçüm arasında fark PMMA ve PEEK materyalleri için anlamlı bulunurken, PA materyali için anlamlı bulunmamıştır.

- PMMA, PA ve PEEK materyallerinin polisaj, termal döngü ve solüsyonlarda bekletme sonrası yüzey pürüzlülük değerleri eşik değerin ($Ra=0,2$) üzerindedir.
- Bütün materyallerin termal döngüden etkilenmediği görülmüştür.
- PMMA, PA ve PEEK materyallerinin solüsyonlarda bekletme olmadan sadece termal döngü sonrası karşılaştırması (Ra_0 ve Ra_1 değerleri) arasında fark görülmemiştir.
- Termal döngü uygulanan PMMA, PA ve PEEK değerlendirildiğinde; ortalama Ra_0 , ortalama Ra_1 , ortalama Ra_2 arasındaki değişim tüm materyallerde gözlenmiştir.



KAYNAKLAR

1. John F. M. ve Angus, W. G. (2013). *Applied Dental Materials*. J. F. McCabe ve A. W. G. Walls (Ed.), (9. Baskı). Blackwell Publishing Ltd.
2. Beşergil, B. (2022). *Polimerizasyon (polymerization)*. Erişim 12.12.2022, <http://Bilsenbesergil.Blogspot.Com/p/22-Polimerizasyon.Html>.
3. T.C. Milli Eğitim Bakanlığı (2014). *Kimya Teknolojisi - Polimerleri Özelliklerine Göre Sınıflandırma*.
4. Vikipedi (2022). *Basamaklı polimerizasyon*. Erişim 12.12.2022, https://Tr.Wikipedia.Org/Wiki/Basamaklı%C4%B1_polimerizasyon
5. Çökeliler, D. (2009). *Polimer kimyası*.
6. The Glossary of Prosthodontic Terms (2017). *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5), e1–e105. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>
7. Khindria, S. K., Mittal, S. ve Sukhija, U. (2009). Evolution of denture base materials. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 9(2), 64–69. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.55246>
8. Peyton, F. A. (1975). History of resins in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 19(2), 211–222.
9. Grant, A. A. (1992). *Removable Denture Prosthodontics* (2. Baskı.). Churchill Livingstone.
10. Dentistry-Denture Base Polymers Art Dentaire (1999). *Polymères pour base de prothèses dentaires*
11. Grant, A. (1978). Problems with polymers in dentistry. *British Polymer Journal*, 10(4), 241–244. <https://doi.org/10.1002/pi.4980100405>
12. Kalipçılar, B., Karağaçoğlu, L., Hasanreisoglu, U. ve Denli, N. (1989). Protezlerde kullanılan farklı iki kaide materyalinin boyutsal stabilite açısından değerlendirilmesi. *Fak. Der.*, 6(1).
13. Ali, I. L., Yunus, N. ve Abu-Hassan, M. I. (2008). Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *Journal of Prosthodontics*, 17(7), 545–549. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00357.x>
14. Lai, C. (2004). Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dental Materials*, 20(2), 133–141. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00084-8](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00084-8)
15. Cehreli, M. C., Sahin, S., Ergunay, K., Ustaceleb, S. ve Sevil, U. A. (2004). Cytotoxicity of eluates from a gamma-ray-polymerized poly(methyl methacrylate). *Journal of Biomaterials Applications*, 18(3), 223–231. <https://doi.org/10.1177/0885328204039832>
16. Infante, L., Yılmaz, B., McGlumphy, E. ve Finger, I. (2014). Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(5), 351–355. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.014>
17. Yang, J., Tyberg, C. S. ve Gibson, H. W. (1999). A polyketone synthesis involving nucleophilic substitution via carbanions derived from bis(α -aminonitrile)s. 4. aromatic poly(ether ketone)s. *Macromolecules*, 32(25), 8259–8268. <https://doi.org/10.1021/ma990714y>
18. Sobieraj, M. C. ve Rimnac, C. M. (2019). Fracture, Fatigue, and Notch Behavior of PEEK. *PEEK Biomaterials Handbook*, 67–82. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-812524-3.00005-3>
19. Kurtz, S. M. ve Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845–4869. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.07.013>
20. Garcia-Gonzalez, D., Rusinek, A., Jankowiak, T. ve Arias, A. (2015). Mechanical impact behavior of polyether–ether–ketone (PEEK). *Composite Structures*, (124), 88–99. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2014.12.061>
21. Rahmitasari, F., Ishida, Y., Kurahashi, K., Matsuda, T., Watanabe, M. ve Ichikawa, T. (2017). PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dentistry Journal*, 5(4). <https://doi.org/10.3390/dj5040035>
22. Özden, S. ve Demir, H. (2020). Polieter-eter-eton (peek) diş hekimliğinde yükselen materyal. *NEU Dent Journal*, (2), 76–85.
23. Seferli, Z. (2020). PEEK Polimerinin dişhekimliğinde kullanımı. *Selcuk Dental Journal*. <https://doi.org/10.15311/selcukdentj.476586>
24. Lin, T. W., Corvelli, A. A., Frondoza, C. G., Roberts, J. C. ve Hungerford, D. S. (1997). Glass peek composite promotes proliferation and osteocalcin production of human osteoblastic cells. *Journal of Biomedical Materials Research*, 36(2), 137–144. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(199708\)36:2<137](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199708)36:2<137)
25. Schwitalla, A. D., Spintig, T., Kallage, I. ve Müller, W.-D. (2015). Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials*, 31(11), 1377–1384. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.08.151>
26. Wiesli, M. G. ve Özcan, M. (2015). High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: A review. *Implant Dentistry*, 24(4), 448–457. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000285>

27. Tekin, S., Cangül, S., Adıgüzel, Ö. ve Değer, Y. (2018). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*, 8(2), 84–92. <https://doi.org/10.5577/intdentres.2018.vol8.no2.6>
28. Schwitalla, A. ve Müller, W.-D. (2013). PEEK dental implants: A review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(6), 743–749. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00002>
29. AL-Rabab'ah, M., Hamadneh, W., Alsalem, I., Khraisat, A. ve Abu Karaky, A. (2019). Use of high performance polymers as dental implant abutments and frameworks: A case series report. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 365–372. <https://doi.org/10.1111/jopr.12639>
30. Zoidis, P. ve Papathanasiou, I. (2016). Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 637–641. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.04.024>
31. Stawarczyk, B., Ender, A., Trottmann, A., Özcan, M., Fischer, J. ve Hämmerle, C. H. F. (2012). Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clinical Oral Investigations*, 16(6), 1669–1677. <https://doi.org/10.1007/s00784-011-0670-4>
32. Zoidis, P., Papathanasiou, I. ve Polyzois, G. (2016). The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 580–584. <https://doi.org/10.1111/jopr.12325>
33. Costa-Palau, S., Torrents-Nicolas, J., Brufau-de Barberà, M. ve Cabratosa-Termes, J. (2014). Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 680–682. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.026>
34. Siewert, B., Plaza-Castro, M., Sereno, N. M. ve Jarman-Smith, M. (2019). *Applications of PEEK in the dental field*. PEEK Biomaterials Handbook.
35. Watt, D. M. (1955). Clinical assessment of nylon as a partial denture base material. *British Dental Journal*, (98), 238–344.
36. Agan, H. (2013). *Poliamid esaslı protez kaide rezinlerinin bazı özelliklerinin değerlendirilmesi* (Yayımlanmamış doktora tezi). Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü .
37. Stafford, G. D., Huggett, R., MacGregor, A. R. ve Graham, J. (1986). The use of nylon as a denture-base material. *Journal of Dentistry*, 14(1), 18–22. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(86\)90097-7](https://doi.org/10.1016/0300-5712(86)90097-7)
38. Yunus, N., Rasmid, A. A., Azmi, L. L. ve Abu-Hassan, M. I. (2005). Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(1), 65–71. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01370.x>
39. Parvizi, A., Lindquist, T., Schneider, R., Williamson, D., Boyer, D. ve Dawson, D. V. (2004). Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. *Journal of Prosthodontics*, 13(2), 83–89. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2004.04014.x>
40. Thakral, G. K., Aeran, H., Yadav, B. ve Thakral, R. (2012). Flexible partial dentures-a hope for the challenged mouth. *People's Journal of Scientific Research* 5(2).
41. Polyzois, G., Lagouvardos, P., Kranjčić, J. ve Vojvodić, D. (2015). Flexible removable partial denture prosthesis: A survey of dentists' attitudes and knowledge in Greece and Croatia. *Acta Stomatologica Croatica*, 49(4), 316–324. <https://doi.org/10.15644/asc49/4/7>
42. Bilgin, M. S., Baytaroglu, E. N., Erdem, A. ve Dilber, E. (2016). A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *European Journal of Dentistry*, 10(02), 286–291. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.178304>
43. Fasbinder, D. J. (2012). Chairside CAD/CAM: An overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry Jamesburg, N.J.*, 33(1), 50–58.
44. Fasbinder, D. J. (1995). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 702–709.
45. Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301–1303. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2001.0377>
46. Baba, N. Z. (2016). Materials and processes for CAD/CAM Complete denture fabrication. *Current Oral Health Reports*, 3(3), 203–208. <https://doi.org/10.1007/s40496-016-0101-3>
47. Bidra, A. S., Farrell, K., Burnham, D., Dhingra, A., Taylor, T. D. ve Kuo, C. L. (2016). Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: Clinical and patient-centered outcomes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(5), 578–586.e1. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.10.023>
48. Baba, N. Z., Goodacre, C. J. ve Kattadiyil, M. T. (2015). CAD/CAM Removable prosthodontics. *Clinical Applications of Digital Dental Technology* (107–138). John Wiley ve Sons, Inc. <https://doi.org/10.1002/9781119045564.ch6>
49. Haleem, A. ve Javaid, M. (2019). Polyether ether ketone (PEEK) and its manufacturing of customised 3D printed dentistry parts using additive manufacturing. *Clinical Epidemiology and Global Health*, 7(4), 654–660. <https://doi.org/10.1016/j.cegh.2019.03.001>

- 50.Zhao, F., Li, D. ve Jin, Z. (2018). Preliminary investigation of poly-ether-ether-ketone based on fused deposition modeling for medical applications. *Materials*, 11(2), 288. <https://doi.org/10.3390/ma11020288>
- 51.Özyemişçi, N. ve Hancu, H. (2018). Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemi ile üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu*. <https://doi.org/10.25279/sak.347002>
- 52.Rosenstiel, S. F., Land, M. ve Fujimoto, J. (2015). *Contemporary Fixed Prosthodontic C.V. Mosby,2001*. (5. Baskı.). Mosby.
- 53.Mohammed, S. ve Alla, R. K. (2011). Color and shade matching in dentistry. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, (25), 172–175.
- 54.Russell, M. D., Gultaraz, M. ve Moss, B. M. (2000). In vivo measurement of colour Changes in natural teeth. *Oral Rehabilitation Journal*, (27), 786-792.
- 55.Brewer, J. D., Wee, A. ve Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dent Clin North Am*, (48), 341–358.
- 56.Joiner A. (2004). Tooth colour: A review of the literature. *J Dent*, 32(1), 3–12.
- 57.Anusavice, K. J., Phillips, R. W. ve Skinner, E. W. (1996). Physical properties of dental materials. İçinde K. J. Anusavice (Ed.), *Phillips' science of dental materials* (10. Baskı). WB Saunders; 37-44.
- 58.Bridgman I. (1987). The nature of Light and its interactoin with matter. İçinde R. Mcdonald (Ed.), *Color Physics for Industry Society of Dyers and Clourists*. 1–34.
- 59.Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S. ve Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(6), 585–590. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.129803>
- 60.Paravina, R. D. ve Powers, J. M. (2004). Color, other appearance at tributes. İçinde P. Rudolph (Ed.), *Esthetic Color Training in Dentistry* (1. Baskı). Elsevier-Mosby; 3-47.
- 61.Ubassy G. (1993). Basic terms of the phenomenon of color. *Shape and Color: The Key to Successful Ceramic Restorations* (1. Baskı). Quintessence Publishing.
- 62.Jahangiri, L., Reinhardt, S. B., Mehra, R. V. ve Matheson, P. B. (2002). Relationship between tooth shade value and skin color: An observational study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(2), 149–152. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.121109>
- 63.Munsell, A. H. (1961). *A Color Notation* (11. Baskı.). Munsell Color Company, Inc.
- 64.McLean, J. W. (1979). The science and art of dental ceramics. *Operative Dentistry*, (23), 19–153.
- 65.Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: The science and strategies. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467–479.
- 66.Horn, D. J., Bulan-Brady, J. ve Hicks, M. L. (1998). Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *Journal of Endodontics*, 24(12), 786–790. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(98\)80002-2](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(98)80002-2)
- 67.Karamouzos, A., Papadopoulos, M. A., Kolokithas, G. ve Athanasiou, A. E. (2007). Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(8), 613–621. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2007.01744.x>
- 68.O' Brien, W. J. (2002). Color and appearance. İçinde A. Dickson (Ed.), *Dental Materials and Their Selection* (3. Baskı). Quintessence Publishing; 24–36.
- 69.Rosentritt, M., Esch, J., Behr, M., Leibrock, A. ve Handel, G. (1998). In vivo color stability of resin composite veneers and acrylic resin teeth in removable partial dentures. *Quintessence International*, 29(8), 517–522.
- 70.Wee, A. G., Monaghan, P. ve Johnston, W. M. (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 657–666. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.125727>
- 71.van der Burgt, T. P., ten Bosch, J. J., Borsboom, P. C. ve Plasschaert, A. J. (1985). A new method for matching tooth colors with color standards. *Journal of Dental Research*, 64(5), 837–841. <https://doi.org/10.1177/00220345850640051101>
- 72.Altunsoy S. (2001). *Farklı post-core materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, In-Ceram ve IPS Empress tam seramik restorasyonlardaki renk değişikliğinin incelenmesi*. Hacettepe Üniversitesi / Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- 73.Keyf, F. ve Etikan, I. (2004). Evaluation of gloss changes of two denture acrylic resin materials in four different beverages. *Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 20(3), 244–251. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00099-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00099-X)
- 74.Lichter, J. A., Solomowitz, B. H. ve Sher, M. (2000). Shade selections: Communicating with a laboratory technician. *New York State Dent*, (66), 42–447.
- 75.Powers, J. M. ve Sakaguchi, R. L. (2006). *Optical, Thermal, and Electrical Properties. Craig's Restorative Dental Materials* (12. Baskı). Mosby.
- 76.Knispel, G. (1991). Factors affecting the process of color matching restorative materials of natural teeth. *Quintessence Int*, (22), 525–531.
- 77.Cal, E., Güneri, P. ve Kose, T. (2006). Comparison of digital and spectrophotometric measurements of colour shade guides. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(3), 221–228. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01560>

- 78.Hindle, J. P. ve Harrison, A. (2000). Tooth colour analysis by a new optoelectronic system. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 8(2), 57–61.
- 79.Analoui, M., Papkosta, E., Cochran, M. ve Matis, B. (2004). Designing visually optimal shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(4), 371–376. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.06.028>
- 80.Ishikawa-Nagai, S., Ishibashi, K., Tsuruta, O. ve Weber, H.-P. (2005). Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 129–137. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.10.024>
- 81.Gómez-Polo, C., Muñoz, M. P., Lorenzo Luengo, M. C., Vicente, P., Galindo, P. ve Martín Casado, A. M. (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 65–70. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.001>
- 82.Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A. ve Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38(2), 57–64. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.008>
- 83.Karaağaçlıoğlu, L., Yılmaz, B., Çetin, G. ve Levent, H. (2006). Farklı yöntemlerle polimerize edilen akriliklerde yaşlandırma işleminin renk stabilitesi üzerine etkisi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 12(3), 87–92.
- 84.Büyükyılmaz, S. ve Ruyter, I. E. (1994). Color stability of denture base polymers. *The International Journal of Prosthodontics*, 7(4), 372–382.
- 85.Gale, M. S. ve Darvell, B. W. (t.y.). *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*.
- 86.Budanur, E. (2016). *Termal döngülerle yaşlandırma sonrası çeşitli içecek ve protez temizleyicilerinin, farklı yöntemlerle polimerize edilen protez kaide materyallerinin renk stabilitesine etkisinin incelenmesi* (Uzmanlık tezi). İstanbul Üniversitesi.
- 87.Hekimoğlu, C., Anıl, N. ve Etikan, I. (2000). Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *The International Journal of Prosthodontics*, 13(1), 29–33.
- 88.Powers, J. M., Dennison, J. B. ve Koran, A. (1978). Color stability of restorative resins under accelerated aging. *Journal of Dental Research*, 57(11–12), 964–970. <https://doi.org/10.1177/00220345780570111101>
- 89.Douglas, R. D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2), 166–170. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(00\)80008-6](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(00)80008-6)
- 90.Nelsen, R. J., Wolcott, R. B. ve Paffenbarger, G. C. (1952). Fluid exchange at the margins of dental restorations. *Journal of the American Dental Association*, 44(3), 288–295. [https://doi.org/10.1016/s0002-8177\(52\)43006-8](https://doi.org/10.1016/s0002-8177(52)43006-8)
- 91.Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., García-Godoy, F. ve Ferrari, M. (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences*, 115(5), 417–424. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2007.00475.x>
- 92.Rafael, C. F., Cesar, P. F., Fredel, M., Magini, R. de S., Liebermann, A. ve Maziero Volpato, C. A. (2018). Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of zirconia before and after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 276–281. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.10.017>
- 93.Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535–543. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.034>
- 94.Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K. ve Kern, M. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 25(4), 494–499. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.09.010>
- 95.Heintze, S. D., Zellweger, G., Cavalleri, A. ve Ferracane, J. (2006). Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(2), 166–175. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.012>
- 96.Bulut, A. C. ve Sağlam Atsü, S. (2016). Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çiğneme simülörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1). <https://doi.org/10.17567/dfd.72496>
- 97.Fontijn-Tekamp, F. A., Slagter, A. P., van der Bilt, A., van 't Hof, M. A., Witter, D. J., Kalk, W. ve Jansen, J. A. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of Dental Research*, 79(7), 1519–1524. <https://doi.org/10.1177/00220345000790071501>
- 98.Anusavice, K. J., Shen C. ve Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12. Baskı.). Elsevier Saunders.
- 99.Karahanlı, I. A. (2002). *Farklı yüzey işlemleri uygulanmış alaşım gruplarına bakteri tutunmasının in vitro olarak değerlendirilmesi* (Doktora Tezi). Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- 100.Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C. ve Wilson, N. H. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421–427. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1995.tb00795.x>

- 101.Porwal, A., Khandelwal, M., Punia, V. ve Sharma, V. (2017). Effect of denture cleansers on color stability, surface roughness, and hardness of different denture base resins. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 17(1), 61–67. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.197940>
- 102.Alp, G., Johnston, W. M. ve Yilmaz, B. (2019). Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly (methyl methacrylate) denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(2), 347–352. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.03.001>
- 103.Aksoy, G., Polat, H., Polat, M. ve Coskun, G. (2006). Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids and Surfaces. B, Biointerfaces*, 53(2), 254–259. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2006.09.016>
- 104.Aslan, H., Başoğlu, M. S., İlknur, A. E., Özbay, C., Eren, E., Oğuz Kılıç, D., Kulduk, E., Öztürkcan, S. ve Katılmış, H. (2012). Analysis of tympanosclerotic plaques via atomic force microscope and scanning electron microscope. *Journal of Medical Updates*, 2(3).
- 105.Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E. ve Perez, M. del M. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*, 1, S1-9. <https://doi.org/10.1111/jerd.12149>
- 106.Agan, H., Kansu, G. ve Kurgan, S. (2013). Effect of thermocycling on color stability of polyamide and polymethyl methacrylate denture base resins. *15th Biennial Meeting of the International College of Prosthodontists (ICP)*, 1.
- 107.Yenisey, M. ve Kökçü, D. (2019). Protez kaide materyallerinde farklı polisaj yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel kolonizasyon üzerine etkilerinin incelenmesi. *Selcuk Dental Journal*. <https://doi.org/10.15311/selcukdentj.316881>
- 108.Sepúlveda-Navarro, W. F., Arana-Correa, B. E., Borges, C. P. F., Jorge, J. H., Urban, V. M. ve Campanha, N. H. (2011). Color stability of resins and nylon as denture base material in beverages. *Journal of Prosthodontics*, 20(8), 632–638. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00791.x>
- 109.Şahin, Z., Ergun, G. ve Ataol, A. S. (2021). CAD/CAM ile üretilmiş PEEK ve PMMA ile geleneksel protez kaide materyallerinin bazı fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması. *Mersin Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 484–494. <https://doi.org/10.26559/mersinsbd.926864>
- 110.Hargreaves, A. S. (1971). Nylon as a denture-base material. *The Dental Practitioner and Dental Record*, 22(4), 122–128.
- 111.Heimer, S., Schmidlin, P. R. ve Stawarczyk, B. (2017). Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1191–1200. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1892-2>
- 112.Gale, M. S. ve Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89–99. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(98\)00037-2](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(98)00037-2)
- 113.Paranhos, H. de F. O., Peracini, A., Pisani, M. X., Oliveira, V. de C., de Souza, R. F. ve Silva-Lovato, C. H. (2013). Color stability, surface roughness and flexural strength of an acrylic resin submitted to simulated overnight immersion in denture cleansers. *Brazilian Dental Journal*, 24(2), 152–156. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201302151>
- 114.Durkan, R., Ayaz, E. A., Bagis, B., Gurbuz, A., Ozturk, N. ve Korkmaz, F. M. (2013). Comparative effects of denture cleansers on physical properties of polyamide and polymethyl methacrylate base polymers. *Dental Materials Journal*, 32(3), 367–375. <https://doi.org/10.4012/dmj.2012-110>
- 115.May, K. B., Shotwell, J. R., Koran, A. ve Wang, R.-F. (1996). Color stability: Denture base resins processed with the microwave method. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(6), 581–589. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90433-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90433-3)
- 116.May, K. B., Razzoog, M. E., Koran, A. ve Robinson, E. (1992). Denture base resins: comparison study of color stability. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(1), 78–82. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90290-q](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90290-q)
- 117.Pinto, J. R. R., Mesquita, M. F., Nóbilo, M. A. de A. ve Henriques, G. E. P. (2004). Evaluation of varying amounts of thermal cycling on bond strength and permanent deformation of two resilient denture liners. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(3), 288–293. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.06.005>
- 118.Botega, D. M., Sanchez, J. L. L., Mesquita, M. F., Henriques, G. E. P. ve Consani, R. L. X. (2008). Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. *Journal of Prosthodontics*, 17(7), 550–554. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00342.x>
- 119.Goiato, M. C., Nóbrega, A. S., dos Santos, D. M., Andreotti, A. M. ve Moreno, A. (2014). Effect of different solutions on color stability of acrylic resin-based dentures. *Brazilian Oral Research*, 28. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242013005000033>
- 120.Çalikkocaoglu, S. (1998). *Tam Protezler* (3. Baskı). Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayını.
- 121.Heintze, S. D., Forjanic, M., Ohmiti, K. ve Rousson, V. (2010). Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dental materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(4), 306–319. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.152>

- 122.Güler, A. U., Ergün, G. ve Biçer, I. (2005). Farklı içeceklerin protez kaide akriliklerinin renk stabilitesi üzerine etkileri. *Ondokuz Mayıs Üniv. Diş Hekimliği Dergisi*, 6(3), 147-152.
- 123.Oguz, S., Mutluay, M. M., Dogan, O. M. ve Bek, B. (2007). Effect of Thermocycling on tensile strength and tear resistance of four soft denture liners. *Dental Materials Journal*, 26(2), 296-302. <https://doi.org/10.4012/dmj.26.296>
- 124.Zuo, W., Feng, D., Song, A., Gong, H. ve Zhu, S. (2016). Effects of organic-inorganic hybrid coating on the color stability of denture base resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 103-108. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.008>
- 125.Ertas, E., Güler, A. U., Yücel, A. C., Köprülü, H. ve Güler, E. (2006). Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dental Materials Journal*, 25(2), 371-376.
- 126.Chu, S. J., Trushkowsky, R. D. ve Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, (38), e2-e16. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.001>
- 127.Doğan, A. ve Yüzügüllü, B. (2011). Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, (4), 65-72.
- 128.Igiel, C., Weyhrauch, M., Wentaschek, S., Scheller, H. ve Lehnmann, K. M. (2016). Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods. *Dental Materials Journal*, 35(1), 63-69.
- 129.Chu, S. J., Trushkowsky, R. D. ve Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, (38), e2-e16. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.001>
- 130.Seghi, R. R., Johnston, W. M. ve O'Brien, W. J. (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 68(12), 1755-1759. <https://doi.org/10.1177/00220345890680120701>
- 131.Genc, G. ve Toz, T. (2016). Ön dişlerin direkt restorasyonlarında uygulanan kompozit rezinlerin renk stabiliteleeri. *The Journal of Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry*, (14), 7-19.
- 132.Seghi, R. R., Johnston, W. M. ve O'Brien, W. J. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(1), 35-40. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(86\)90279-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(86)90279-9)
- 133.Seghi, R. R., Gritz, M. D. ve Kim, J. (1990). Colorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *Dental materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 6(2), 133-137. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(05\)80044-2](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(05)80044-2)
- 134.Johnston, W. M. ve Kao, E. C. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 68(5), 819-822. <https://doi.org/10.1177/00220345890680051301>
- 135.Lai, Y., Lui, H. ve Lee, S. (2003). In vitro color stability, stain resistance, and water sorption of four removable gingival flange materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(3), 293-300. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(03\)00432-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(03)00432-3)
- 136.Takabayashi, Y. (2010). Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. *Dental Materials Journal*, 29(4), 353-361. <https://doi.org/10.4012/dmj.2009-114>
- 137.Wieckiewicz, M., Opitz, V., Richter, G. ve Boening, K. W. (2014). Physical properties of polyamide-12 versus PMMA denture base material. *BioMed Research International*, 1-8. <https://doi.org/10.1155/2014/150298>
- 138.Aysan, D., Uçar, Y. D. D. ve Üşümez, P. D. A. (2011). Üç farklı kaide materyalinin farklı solüsyonlardaki renk stabilitesinin karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (3), 219-225.
- 139.MacGregor, A. R., Graham, J., Stafford, G. D. ve Huggett, R. (1984). Recent experiences with denture polymers. *Journal of Dentistry*, 12(2), 146-157. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(84\)90049-6](https://doi.org/10.1016/0300-5712(84)90049-6)
- 140.Thakral, G., Yadav, B., Thakral, R. ve Aeran, H. (2012). Flexible partial dentures -A hope for the challenged mouth. *People's Journal of Scientific Research*, 5(2), 55-59.
- 141.Watt DM. (1955). Clinical assessment of nylon as a partial denture base material. *British Dental Journal*, 238-244.
- 142.Niem, T., Youssef, N. ve Wöstmann, B. (2020). Influence of accelerated ageing on the physical properties of CAD/CAM restorative materials. *Clinical Oral Investigations*, 24(7), 2415-2425. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-03101-w>
- 143.Papathanasiou, I., Papavasiliou, G., Kamposiora, P. ve Zoidis, P. (2022). Effect of staining solutions on color stability, gloss and surface roughness of removable partial dental prosthetic polymers. *Journal of Prosthodontics*, 31(1), 65-71. <https://doi.org/10.1111/jopr.13360>
- 144.Kurtz, S. M. (2011). Chemical and radiation stability of PEEK. İçinde S. M. Kurtz (Ed.), *PEEK Biomaterials Handbook*. Elsevier Science; 83-87.
- 145.Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C. ve Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 18(1), 155-163. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0675-8>

146. Joniot, S. B., Grégoire, G. L., Auther, A. M. ve Roques, Y. M. (2000). Three-dimensional optical profilometry analysis of surface states obtained after finishing sequences for three composite resins. *Operative Dentistry*, 25(4), 311–315.
147. Sturz, C. R. C., Faber, F.-J., Scheer, M., Rothamel, D. ve Neugebauer, J. (2015). Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. *Dental Materials Journal*, 34(6), 796–813. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-098>
148. Bollen, C. M., Lambrechts, P. ve Quirynen, M. (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), 258–269. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(97\)80038-3](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(97)80038-3)
149. Sipahi, C., Anil, N. ve Bayramli, E. (2001). The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *Journal of Dentistry*, 29(3), 197–204. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(01\)00011-2](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(01)00011-2)
150. Gungor, H., Gundogdu, M. ve Yesil Duymus, Z. (2014). Investigation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1271–1277. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.023>
151. Abuzar, M. A., Bellur, S., Duong, N., Kim, B. B., Lu, P., Palfreyman, N., Surendran, D. ve Tran, V. T. (2010). Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). *Journal of Oral Science*, 52(4), 577–581. <https://doi.org/10.2334/josnusd.52.577>
152. Heimer, S., Schmidlin, P. R., Roos, M. ve Stawarczyk, B. (2017). Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3), 419–425. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.06.016>
153. Kurahashi, K., Matsuda, T., Ishida, Y. ve Ichikawa, T. (2020). Effect of polishing protocols on the surface roughness of polyetheretherketone. *Journal of Oral Science*, 62(1), 40–42. <https://doi.org/10.2334/josnusd.18-0473>
154. Benli, M., Eker Gümüş, B., Kahraman, Y., Gökçen-Rohlig, B., Evlioğlu, G., Huck, O. ve Özcan, M. (2020). Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology*, 108(2), 240–250. <https://doi.org/10.1007/s10266-019-00463-1>
155. Ayaz, E. A., Bağış, B. ve Turgut, S. (2015). Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 13(3), 280–286. <https://doi.org/10.5301/jabfm.5000236>

