

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

PREPOLİMERİZE VE ISI İLE POLİMERİZE KAİDE
MATERYALLERİNİN FİZİKSEL VE MEKANİK
ÖZELLİKLERİNE PROTEZ TEMİZLEME AJANLARININ
ETKİSİ

Dt. Selin TEKİN

DANIŞMAN
Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

RİZE
2023



T.C.

RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**PREPOLİMERİZE VE ISI İLE POLİMERİZE KAİDE
MATERYALLERİNİN FİZİKSEL VE MEKANİK
ÖZELLİKLERİNE PROTEZ TEMİZLEME AJANLARININ
ETKİSİ**

Uzmanlık Tezi

Dt. Selin TEKİN

Danışman

Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

RİZE

2023

KABUL VE ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR danışmanlığında, Selin TEKİN tarafından hazırlanan Prepolimerize ve Isı ile Polimerize Kaide Materyallerinin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerine Protez Temizleme Ajanlarının Etkisi adlı bu tez çalışması, 18.01.2023 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliği/oy çokluğuyla başarılı bulunmuş ve jürimiz tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Unvanı, Adı SOYADI

İmza

Başkan

: Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

Üye

: Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Üye

: Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

ÖN SÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca sonsuz sabrı, bilgisi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, klinik deneyimleriyle de bakış açımı genişleten ve her konuda desteğini hissettiğim kıymetli danışman hocam Sayın Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR'a,

Mesleki bilgi birikimi ve engin tecrübesini esirgemeyen, klinik ve akademik çalışma ortamımızı güzelleştiren, elindeki imkanları sonuna kadar bizlere sunan çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL'e,

Klinik tecrübeleriyle farklı bir bakış açısı ve düşünme yetisi kazanmama büyük katkıda bulunan, en yoğun olduğu anlarda bile değerli vaktinden ayırabilen, hiçbir zaman geri çevirmeyen saygıdeğer hocam Sayın Doç. Dr. Murat ALKURT'a,

Bu tez çalışmasını TDH-2021-1313 proje numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Çalışma hayatımı keyifli bir hale getiren, birlikte güzel anılar biriktirdiğim, benim için arkadaşlıktan çok daha fazlasını ifade eden eş kıdemlilerim Bahar TÜFEKÇİ ve Müberra GÜNEY'e,

Karakteri ve mesleki tarzıyla aynı çalışma ortamını paylaşmaktan büyük keyif aldığım, hayatıma girdiği için kendimi şanslı hissettiğim Gizem YILMAZ'a,

Geldiğim ilk günden beri Rize'deki ailem olan, beni hiç yalnız bırakmayan, yerleri bende hep ayrı olacak Hacer ve Yusuf YARGIN çiftine,

Güzel kalbi ve düşüncesiyle hayatımın değişip şekillenmesine vesile olan ve yaşamım boyunca ablam olarak yanımda olmasını istediğim Yeliz ARDIÇ'a,

Zaman zaman yorulduğum, çalışma isteğimi kaybettiğim bu zorlu süreçte en büyük motivasyonum ve geleceğim olan Ufuk Tekin ÖZYURT'a,

İş çıkışı eve koşarak gitme sebebim, varlığıyla içimi ısıtan, en büyük psikolojik desteğim kedim, kendi gibi adı da Bal olan kızıma,

Hayatımın her anında arkamda hissettiğim, beni koşulsuz destekleyen, bana inanan, ellerinde olan tüm imkanlarıyla bugünlere gelmemde büyük emekleri olan, varlıklarıyla güç bulduğum sevgili annem ve babam ile onların bana en güzel hediyeleri olan kardeşlerim Sercan ve Pınar'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Selin TEKİN

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	III
ÖN SÖZ	IV
İÇİNDEKİLER	V
ÖZET	VIII
ABSTRACT.....	IX
KISALTMALAR	X
TABLolar LİSTESİ	XII
ŞEKİLLER LİSTESİ	XIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Polimerler	4
2.1.1. Kondenzasyon Polimerizasyonu	4
2.1.2. Katılma Polimerizasyonu	4
2.1.3. Polimerlerin Sınıflandırılması	5
2.1.3.1. Termoplastikler	5
2.1.3.2. Termosetler	5
2.1.3.3. Elastomerler	6
2.2. Protez Kaide Materyalleri	6
2.2.1. Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri	7
2.2.2. Protez Kaide Rezinlerinin Polimerizasyon Şekilleri	9
2.2.2.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler	9
2.2.2.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler	12
2.2.2.3. Görünür Işıkla Polimerize Olan Akrilik Rezinler	12
2.2.2.4. Mikrodalga ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler	13
2.3. CAD/CAM ile Hazırlanan Kaide Materyalleri	14
2.3.1. Eklemeli Üretim	14
2.3.2. Eksiltmeli Üretim	14
2.4. CAD/CAM ile Üretilen Tam Protezlerin Klinik Uygulaması	15
2.4.1. AvaDent Sistemi	15
2.4.2. Dentca Sistemi	15
2.4.3. Ceramill Tam Protez Sistemi	15
2.4.4. Wieland Dijital Protez Sistemi	16

2.4.5. Baltık Protez Sistemi.....	16
2.4.6. Fonksiyonel Olarak Uygun Dijital Tam Protez (FSD) Sistemi .	16
2.4.7. Vita Vionik Sistem.....	17
2.5. Protez Hijyeni ve Temizleme Yöntemleri.....	17
2.5.1. Mekanik yöntemler.....	18
2.5.1.1. Fırçalama	18
2.5.1.2. Ultrasonik Cihazların Kullanılması	18
2.5.1.3. Mikrodalga Fırınının Kullanılması.....	18
2.5.2. Kimyasal Yöntemler	19
2.5.2.2. Alkalen Hipokloritler	19
2.5.2.3. Seyreltik asitler	19
2.5.2.4. Dezenfektanlar	20
2.5.2.5. Enzimler.....	21
2.6. Akrilik Kaide Resinlerinin Yüzey ve Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi	21
2.6.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi.....	21
2.6.1.1. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi	22
2.6.2. Yüzey Sertliğinin Değerlendirilmesi	23
2.6.2.1. Vickers Sertlik Ölçüm Yöntemi.....	23
2.6.3. Esneme Dayanımının Değerlendirilmesi	24
2.6.3.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Testler	24
2.6.3.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Testler	24
3. MATERYAL VE METOD.....	26
3.1. Örneklerin Hazırlanması	26
3.2. Temizleme Ajanlarının Uygulanması.....	33
3.3. Yüzey ve Mekanik Özelliklerin İncelenmesi	36
3.3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirilmesi	36
3.3.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi.....	37
3.3.3 Yüzey Sertliğinin Değerlendirilmesi	37
3.3.4. Esneme Dayanımının Değerlendirilmesi.....	39
3.4. İstatiksel Analiz	40
4. BULGULAR.....	41
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin İncelenmesi	41
4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri.....	45

4.3. Yüzey Sertliği Değerlerinin İncelenmesi	53
4.4. Esneme Dayanım Değerlerinin İncelenmesi	58
5. TARTIŞMA	64
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	76
7. KAYNAKÇA.....	77
EKLER.....	93



Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ana Bilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Tez Türü : Uzmanlık Tezi
Danışman : Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR
Hazırlayan : Selin TEKİN
Yıl : 2023
Sayfa Sayısı :107

ÖZET

Prepolimerize ve Isı ile Polimerize Kaide Materyallerinin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerine Protez Temizleme Ajanlarının Etkisi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı üretim şekilleri ile elde edilen polimetil metakrilat (PMMA) örneklerine uygulanan temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve esneme dayanım özellikleri üzerinde olan etkilerinin incelenmesi ve kaide materyallerinin birbirleri ile karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Farklı yöntemlerle polimerize olan PMMA rezinlerinden yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği, esneme dayanımı deneyleri için ISO 1567 standartlarında belirtilen 64 x 10 x 3,3 mm boyutlarında toplam 200 adet örnek üretildi (n=50). Isı ile polimerize akrilik rezin örnekler IQ-15 (Imicryl Ltd. Şti., Konya, Türkiye: H1) ve Meliodent Heat Cure (Kulzer, Berkshire, Germany: H2) akrilik rezin materyalleri kullanılarak geleneksel muflalama yöntemi ile, prepolimerize akrilik rezin örnekler firmalara ait bloklarından (Ivoclar Ivobase: P1), (Bilkim PMMA Blank: P2) torna cihazı ile elde edildi. Uygulanan temizleme yöntemlerine göre her bir grup rastgele beş alt gruba ayrıldı (n=10). Kontrol grupları (D1) 37±2°C distile su içinde bekletildi. Deney gruplarına Corega Tabs 15 dk daldırma (D2), Protefix aktif temizleyici tablet 15 dk daldırma (D3), nötr pH'daki elektrolize asit suyu (EAS) (D4) 1 dk daldırma ve asidik pH'daki EAS (D5) 1 dk daldırma işlemi üç aylık hasta kullanım sürecini taklit etmek amacıyla 90 kez tekrarlandı. Örneklerin yüzey topografik incelemeleri için profilometre ve taramalı elektron mikroskobu kullanıldı. Vickers sertlik testiyle sertlik değerleri elde edildi. Esneme dayanımı universal test makinesinde 5.0 mm/dk çapraz kafa hızında ölçüldü. Elde edilen veriler uygun istatistiksel analiz ölçümleri ile değerlendirildi.

Bulgular: Elde edilen verilere göre; protez temizleme ajanından bağımsız olarak prepolimerize P1 grubunda diğer materyallere göre anlamlı derecede düşük yüzey pürüzlülüğü, yüksek yüzey sertliği ve esneme dayanımı değerleri elde edildi ($p<0.05$). Prepolimerize P1 grubundaki örneklerle uygulanan temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülüğü değerlerini anlamlı olarak etkilemediği ($p<0.05$) diğer kaide materyallerine uygulanan D5 temizleme ajanının kontrol gruplarına göre daha yüksek yüzey pürüzlülük değeri gösterdiği görüldü ($p>0.05$). D5 temizleme ajanı P1 materyalinin yüzey sertliği ve esneme dayanımını anlamlı şekilde düşürürken ($p<0.05$), diğer materyallere uygulanan temizleme ajanlarının yüzey sertliği ve esneme dayanımına anlamlı bir etkisinin olmadığı görüldü ($p>0.05$). D2 ve D3 temizleme ajanları sadece P1 materyalinin yüzey sertliğinin kontrol grubuna göre düşürdüğü görülürken ($p<0.05$), diğer materyallerde anlamlı bir fark oluşturmadi.

Sonuç: Uygulanan temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği, esneme dayanım değerlerini etkilediği görüldü. Prepolimerize blokların mekanik ve fiziksel özelliklerinin ısı ile polimerize akriliklere benzer olduğu görüldü.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, PMMA, Protez Temizleme Ajanı, Yüzey Pürüzlülüğü, Yüzey Sertliği, Esneme Dayanımı

Recep Tayyip Erdogan University Faculty of Dentistry

Department : Department of prosthetic dentistry

Thesis Type : Expertise thesis

Supervisor : Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

Author : Selin TEKİN

Year : 2023

Pages : 107

ABSTRACT

The Effect of Denture Cleaning Agents on the Physical and Mechanical Properties of Prepolymerized and Heat-Polymerized Base Materials

Aim: The aim of this study is to examine the effects of cleaning agents applied on polymethyl methacrylate (PMMA) samples obtained with different production methods on the surface roughness, surface hardness and transverse strength properties and to compare the base materials with each other.

Materials and Method: For the surface roughness, surface hardness and transverse strength tests, a total of 200 samples were produced from PMMA resins polymerized by different methods with the dimensions of 64 x 10 x 3.3 mm specified in ISO 1567 standards (n=50). Heat-polymerized acrylic resin specimens were prepolymerized acrylic resin specimens by conventional moulding method using acrylic resin materials IQ-15 (Imicryl Ltd. Şti., Konya, Turkey: H1) and Meliodent Heat Cure (Kulzer, Berkshire, Germany: H2). blocks (Ivoclar Ivobase: P1), (Bilkim PMMA Blank: P2) were obtained with a lathe device. Each group was randomly divided into five subgroups according to the cleaning methods applied (n=10). Control groups (D1) were kept in 37±2°C distilled water. Corega Tabs 15 min immersion (D2), Protefix active cleaning tablet 15 min immersion (D3), neutral pH electrolyzed acid water (EAS) (D4) 1 min immersion, and acidic pH EAS (D5) 1 min immersion. The procedure was repeated 90 times to imitate the three-month patient use process. Profilometer and scanning electron microscope were used for the surface topographic examinations of the samples. Hardness values were obtained by Vickers hardness test. Transverse strength was measured on a universal testing machine at a crosshead speed of 5.0 mm/min. Obtained data were evaluated with appropriate statistical analysis measures.

Results: According to the data obtained; regardless of the denture cleaning agent, significantly lower surface roughness, higher surface hardness and transverse strength values were obtained in the prepolymerized P1 group compared to other materials ($p<0.05$). It was observed that the cleaning agents applied to the samples in the prepolymerized P1 group did not significantly affect the surface roughness values ($p<0.05$), the D5 cleaning agent applied to the other base materials showed higher surface roughness values than the control groups ($p>0.05$). While the D5 cleaning agent significantly decreased the surface hardness and transverse strength of the P1 material ($p<0.05$), it was observed that the cleaning agents applied to the other materials did not have a significant effect on the surface hardness and transverse strength ($p>0.05$). While D2 and D3 cleaning agents decreased the surface hardness of only P1 material compared to the control group ($p<0.05$), it did not make a significant difference in other materials.

Conclusion: It was observed that the applied cleaning agents affected the surface roughness, surface hardness and transverse strength values. It was observed that the mechanical and physical properties of the prepolymerized blocks were similar to heat-polymerized acrylics.

Keywords: CAD/CAM, PMMA, Denture Cleaning Agent, Surface Roughness, Surface Hardness, Transverse Strength

KISALTMALAR

%	: Yüzde
° C	: Santigrat derece
µm	: Mikrometre
3B Baskı	: Üç boyutlu baskı
ADA	: American Dental Association
AES	: Asidik elektrolize asitli su
AMD	: Anatomik ölçüm cihazı
ANOVA	: Tekrarlayan Ölçümlü Varyans Analizi
ark	: Arkadaşları
atm	: Atmosfer
bar	: Basınç birimi
C. Albicans	: Candida albicans
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli İmalat
Cl ₂	: Klorür
dk	: Dakika
EAS	: Elektrolize asitli suyu
FSD	: Fonksiyonel olarak uygun dijital tam protez
g	: Gram
gf	: Gram force
HOCl	: Hipokloröz asit
ISO	: International Organization of Standardization
ml	: Mililitre
mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
mV	: Milivolt
N	: Newton
NaOCl	: Sodyum hipoklorit
NES	: Nötral elektrolize asitli su
Nm	: Nanometre
OCl ⁻	: Hipoklorit

ORP	: Oksidasyon-redüksiyon potansiyeli
örn	: Örneğin
PMMA	: Polimetil metakrilat
PVC	: Polivinil klorür
Ra	: Ortalama yüzey pürüzlülük değeri
Rmax	: Maksimum yüzey pürüzlülük değeri
Rz	: Ortalama yüzey pürüzlülük değeri
S. aureus	: Staphylococcus aureus
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
sn	: Saniye
VHN	: Vickers yüzey sertlik değeri
W	: Watt

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Protez Kaide Materyalleri.....	26
Tablo 3.2. Protez Temizleme Ajanları ve Uygulama Şekilleri	34
Tablo 4.1. Yüzey pürüzlülüğü için kovaryans analizi sonuçları.....	41
Tablo 4.2. Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.....	42
Tablo 4.3. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, protez temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülük verilerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.....	43
Tablo 4.4. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre yüzey pürüzlülüğü verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.....	44
Tablo 4.5. Yüzey sertliği için kovaryans analizi sonuçları	54
Tablo 4.6. Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, protez kaide materyallerinin yüzey sertliği verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.....	54
Tablo 4.7. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, protez temizleme ajanlarının yüzey sertliği verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.....	56
Tablo 4.8. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre yüzey sertliği verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.....	57
Tablo 4.9. Esneme dayanımı için kovaryans analizi sonuçları	59
Tablo 4.10. Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, protez kaide materyallerinin esneme dayanımı verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.....	60
Tablo 4.11. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, protez temizleme ajanlarının esneme dayanımı verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.....	61
Tablo 4.12. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre esneme dayanımı verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması ...	62

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1. Isı ile Polimerize Akrilik Rezinler	27
Şekil 3.2. Isı ile Polimerize Olan Deney Örneklerinin Hazırlanmasında Kullanılan Mum Örnekler.....	28
Şekil 3.3. Muflaya Alınan Mum Örnekler	28
Şekil 3.4. Alçı Yüzeyinde Kullanılan Aljinat Esaslı İzolasyon Maddesi	28
Şekil 3.5. Mum Atımı Öncesi Hazırlanan Muflaların Hidrolik Preste Bekletilmesi	29
Şekil 3.6. Hamur Kıvamına Gelen Rezinin Negatif Boşluklara Yerleştirilmesi	30
Şekil 3.7. Hazırlanan Muflaların Hidrolik Preste Bekletilmesi	30
Şekil 3.8. Prepolimerize Akrilik Rezin Bloklar	31
Şekil 3.9. Akrilik Rezin Blokların Kesilme İşlemi	32
Şekil 3.10. Elde Edilen Örnek Kalınlıklarının Dijital Kumpas ile Kontrol Edilmesi	32
Şekil 3.11. Elde Edilen Örneklerin Çalışma Grupları.....	33
Şekil 3.12. Efervesan Tablet Formundaki Ajanların Kullanımı	35
Şekil 3.13. Asidik ve Nötral pH Değerlerine Sahip Elektrolize Asit Su	36
Şekil 3.14. Profilometre cihazı ve ölçüm yöntemi.....	36
Şekil 3.15. Altın kaplama cihazı, SEM cihazı	37
Şekil 3.16. Yüzey Sertlik Testi Cihazı	38
Şekil 3.17. Yüzeyde Oluşturulan Çentiğin Mikroskopla Görüntüsü	38
.....	39
Şekil 3.18. Üç Nokta Eğilme Testi	39
Şekil 4.1. Yüzey pürüzlülüğü verilerinin olasılık dağılımını gösteren Q-Q grafiği.....	41
Şekil 4.2. Protez temizleme ajanlarından bağımsız olarak, materyallerin yüzey pürüzlülük (µm) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	43
Şekil 4.4. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre yüzey pürüzlülük (µm) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	45

Şekil 4.5. P1 materyalinin kontrol grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	46
Şekil 4.6. P1D2 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	46
Şekil 4.7. P1D3 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	46
Şekil 4.8. P1D4 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	47
Şekil 4.9. P1D5 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	47
Şekil 4.10. P2 materyalinin kontrol grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	47
Şekil 4.11. P2D2 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	48
Şekil 4.12. P2D3 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	48
Şekil 4.13. P2D4 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	48
Şekil 4.14. P2D5 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	49
Şekil 4.15. H1 materyalinin kontrol grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	49
Şekil 4.16. H1D2 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	49
Şekil 4.17. H1D3 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	50
Şekil 4.18. H1D4 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	50
Şekil 4.19. H1D5 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	50
Şekil 4.20. H2 materyalinin kontrol grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	51
Şekil 4.21. H2D2 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	51
Şekil 4.22. H2D3 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	51
Şekil 4.23. H2D4 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	52
Şekil 4.24. H2D5 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)	52
Şekil 4.25. Yüzey sertliği verilerinin olasılık dağılımını gösteren Q-Q grafiği	53
Şekil 4.26. Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, materyallerin yüzey sertliği verilerinin (VHN) grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	55
Şekil 4.27. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, protez temizleme ajanlarının yüzey sertliği (VHN) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	57

Şekil 4.28. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre yüzey sertliği (VHN) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında).....	58
Şekil 4.29. Esneme dayanım verilerinin olasılık dağılımını gösteren Q-Q grafiği.....	59
Şekil 4.30. Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, materyallerin esneme dayanımı (Mpa) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında).....	60
Şekil 4.31. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, temizleme ajanlarının esneme dayanımı (Mpa) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında).....	62
Şekil 4.32. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre esneme dayanım (Mpa) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında).....	63



1. GİRİŞ

Dişsizlik, sanayileşmiş ülkelerde artan yaşlı nüfus ve gelişmekte olan ülkelerde yetersiz ağız bakımı nedeniyle ciddi bir halk sağlığı sorunu olmaya devam etmektedir (Polzer ve ark., 2010; Walls ve ark., 2004). Dişsizlik tedavisi için uygulanan güncel ve farklı dental tedavi seçenekleri olduğu bildirilse de tam protezler; anatomik, fizyolojik veya finansal kısıtlamalar nedeniyle sıklıkla tercih edilen bir tedavi seçeneğidir (Sun ve ark., 2009).

Hareketli protezlerin yumuşak dokular üzerine yerleşen ve yapay dişleri içermeyen bölümleri protez kaidesi olarak tanımlanmaktadır (McCabe ve Walls, 1998). Protez kaidelerinin yapımında genellikle polimerler kullanılmaktadır. Protez kaidesi olarak kullanılacak polimerler ulaşılabilirlik, boyutsal kararlılık, kullanım özellikleri, estetik, biyouyumluluk, kolay tamir edilebilirlik gibi yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmalıdır (Aguirre ve ark., 2020; Anusavice ve ark., 2013; Zarb ve ark., 2004).

Günümüzde akrilik rezinler (Polimetil metakrilat-PMMA); biyouyumluluğu, fiziksel ve mekanik özelliklerinin kabul edilebilir olması, ekonomik ve estetik olarak tatmin edici olması gibi özelliklerinden dolayı hareketli protezlerde en çok tercih edilen kaide materyali olmuştur (Gad ve ark., 2019). Konvansiyonel ısıyla polimerizasyon yöntemi ile protez üretimi pahalı ekipman gerektirmemesi, üretim prosedürlerinin göreceli kolaylığı, kullanılan materyalin diğerlerine göre daha ulaşılabilir ve ekonomik olması gibi nedenlerden dolayı günümüzde hala yaygın bir şekilde kullanılmaya devam etmektedir. Fakat akrilik rezin esaslı protez kaidelerinin dayanıklılığı toz-likit oranı, polimerizasyon şekli (hızlı kaynatma ya da yavaş kaynatma), teknisyenin bilgi ve yeteneği, materyalin saklanma koşulları gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Darbe, eğilme ve yorulma streslerine karşı dayanıklılığı azalan protezlerin bu stresler karşısında kırılabilmektedir (Al-Dwairi ve ark. 2020; Chhabra ve ark., 2022; Kanie ve ark., 2000). Tüm bu olumsuzluklar sebebiyle protez kaide materyali olarak kullanılan PMMA'nın özelliklerini geliştirmek için çalışmalar devam etmektedir ve tam protezler için ideal kaide materyali arayışı sürmektedir.

Yapılan son çalışmalar incelendiğinde diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahip olan bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisinin (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, CAD/CAM) tam protez yapımında da kullanılmaya başlandığı görölmektedir. Bu teknikle kullanılan prepolimerize bloklar yüksek ısı ve basınç altında enjeksiyonla polimerize edildiğı için polimerizasyon büzölmesi görölmez. Prepolimerize bloklar kullanılarak üretilen protezler daha iyi uyum sağlaması, mikroorganizma penetrasyonunu, hastaların randevu sayısını, maliyeti azaltması, dijital ortamda verilerin saklanabilmesi, yaşanan herhangi bir komplikasyon durumunda hızlıca yeniden protez üretimine olanak tanınması, standardizasyon ve kalite kontrolüne izin vermesi gibi hem hasta hem de hekim için birçok avantaja sahiptir (Bidra ve ark., 2013; Ergün, 2016; Fernandez ve ark., 2016; Han ve ark., 2017; Infante ve ark., 2014; Janeva ve ark., 2018; Unkovskiy ve ark. 2019).

Tam protezlerin hastaya tesliminden sonra hastalara verilen evde bakım talimatları, ağız mukozasının sağlığını koruması ve protezlerin uzun ömürlü olması açısından önemlidir. Kötü ağız hijyeni, özellikle yaşlı hastalarda biyofilm oluşumuna bağı ağız enfeksiyonlarına yol açabilmektedir (Kattadiyil ve ark., 2017). Ağız hijyeninin yeterli olmamasından kaynaklı oral problemler düşünöldüğünde, etkili, ucuz, kolay uygulanabilir bir temizleme protokolü belirlenmelidir. Protez temizliği amacıyla seçilen yöntem akrilik rezin kaide materyallerinin renk, sertlik, yüzey pürüzlölüğü, boyutsal stabilite ve esneklik gibi klinik olarak önemli bazı özelliklerini etkileyebilmektedir (Campanha ve ark., 2012). Hareketli protezlerin kullanıldıkları dönem boyunca fiziksel ve mekanik özelliklerini koruması; ağız sıvılarından etkilenmemesi, mikroorganizma penetrasyonuna izin vermemesi açısından önem teşkil etmektedir. Bu nedenle materyalin kimyasal, fiziksel ve mekanik olarak genel yapısal özelliklerin ve kullanılacak olan temizleme yönteminin materyal üzerinde etkileri iyi bilinmelidir (Nirale ve ark., 2012).

Bu çalışmanın amacı, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan prepolimerize bloklardan ve geleneksel ısı ile polimerizasyon yöntemi ile elde edilen protez kaide materyallerine uygulanan farklı temizleme ajanlarının yüzey pürüzlölüğü, yüzey sertliği ve esneme dayanımına etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Çalışmanın sıfır hipotezi; farklı üretim şekilleri ile elde edilen polimetil metakrilat (PMMA) kaide materyallerine uygulanan protez temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve esneme dayanımı üzerinde etkisinin olmayacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerler

Polimer terimi, birçok basit molekülün bir araya gelmesiyle oluşmuş makro molekül olarak tanımlanmaktadır. Polimerlerin yapısındaki en basit molekül monomer olarak isimlendirilir. Monomerler; kaynama noktası 100 °C olan, düşük molekül ağırlıklı, şeffaf, uçucu ve uzun süre solunduğunda toksik olabilen sıvı moleküllerdir. Latince mono:tek, poli:çok, mer:parça anlamına gelmektedir. Buradan hareketle çok sayıda monomer bir araya gelerek yüksek molekül ağırlıklı polimerleri oluşturmaktadır. Diş hekimliğinde polimerlerin önemini ve kullanım alanlarını daha iyi değerlendirebilmek için, öncelikli olarak bilinmesi gereken kavramların başında polimerizasyon işlemi gelmektedir. Polimerleri oluşturmak üzere çok sayıda monomerin bir araya gelmesiyle gerçekleşen kimyasal birleşme reaksiyonuna “polimerizasyon” adı verilmektedir. Bu reaksiyon sonucunda sıvı monomerler katı polimerler haline dönüşmektedir. Polimerizasyon bir seri kondenzasyon reaksiyonu veya basit bir katılma reaksiyonu ile gerçekleşmektedir (Craig, 1989).

2.1.1. Kondenzasyon Polimerizasyonu

Kondenzasyon polimerizasyonu birden fazla sayıdaki basit molekül arasında meydana gelen kimyasal reaksiyonların tekrarlanmasıyla gerçekleşen polimerizasyon reaksiyonudur. Reaksiyon sonucunda oluşan polimer yapısının yanı sıra su, amonyak veya hidrojen klorid gibi yan ürünler meydana gelmektedir. Yüksek moleküler ağırlıklı polimer elde edebilmek için yan ürünlerin ortamdan uzaklaştırılması gerekmektedir, bu nedenle kondenzasyon polimerizasyon reaksiyonu diş hekimliğinde sık kullanılmamaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.1.2. Katılma Polimerizasyonu

Katılma polimerizasyon tipinde kondenzasyon polimerizasyonundaki gibi herhangi bir yan ürün oluşmamaktadır. Monomer ve polimer aynı formüle sahip olduğundan ufak birimlerin veya monomerlerin defalarca tekrarlanmasıyla polimerler oluşmaktadır. Kondenzasyon polimerizasyonunda olduğu gibi katılma polimerizasyonunda da sınırsız büyüklükte dev moleküller meydana gelmektedir. Monomerler aktif bir merkezden başlayarak teorik olarak baş başa eklenip yeterli monomer sağlandığı sürece sonsuza kadar büyüyebilirler (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Tepkimeyi hızlandırmak amacıyla ısı, ışık ve bazı kimyasallar kullanılabilir. Katılma polimerizasyonu başlama, çoğalma, zincir aktarımı ve sonlanma olmak üzere dört aşamada gerçekleşmektedir (Anusavice ve ark., 2012; O'brien, 2002). Katılma polimerizasyonunun başlayabilmesi için akrilik rezinin içerdiği benzoil peroksitin parçalanarak serbest kökler oluşturması gerekmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010). Diş hekimliğinde kullanılan akrilik rezinler katılma polimerizasyon reaksiyonu ile polimerize olmaktadır.

2.1.3. Polimerlerin Sınıflandırılması

Polimerlerin net bir sınıflandırmasını yapmak kompleks ve heterojen yapılarından dolayı mümkün değildir. Polimerlerin farklı özellikleri dikkate alınarak çeşitli sınıflamalar yapılmıştır (Anusavice ve ark., 2012).

Polimerler işleme yöntemlerine göre; termoplastikler, termosetler, elastomerler olmak üzere üç ana gruba ayrılmaktadır (McCabe ve Walls, 2013).

2.1.3.1. Termoplastikler

Isı ve basınç altında yumuşayarak akan, soğutulduğunda tekrar sertleşebilen ve bu özelliklerini daima koruyan plastikler bu şekilde adlandırılmaktadır. Isı ve basınç uygulayarak defalarca farklı şekiller vermek mümkündür. Termoplastik polimerler uygun çözücülerde çözünebildikleri gibi şekil değiştirme sırasında herhangi bir kimyasal değişikliğe uğramazlar. Akrilikler, polivinil akrilikler, PMMA, naylon, polistiren, polietilen, karbonflorür, selülozikler ve viniller termoplastik grubunu oluşturan polimerlerdir. Farklı alanlarda amaca uygun farklı termoplastik polimer kullanımı mümkün olmaktadır (Anusavice ve ark., 2012).

2.1.3.2. Termosetler

Isı ve basınç altında şekillendirildikten sonra kimyasal bir reaksiyon meydana geldiğinden tekrar şekillendirilmesi mümkün olmayan plastikler termoset olarak adlandırılmaktadır. Termosetler, polimerleşmeye başladıkları sıcaklık derecesinin üzerine kadar ısıtıldıkları zaman kimyasal bir değişime uğrarlar. Bunun sonucunda kalıcı olarak sertleşirler ve soğutulduklarında tekrar yumuşamazlar. Çapraz bağ içerdikleri için bu polimerler suda çözünmezler ve erimezler. Ancak yeterince yüksek sıcaklığa kadar ısıtıldıklarında ayrışır. Termoset polimerler termoplastiklere göre genellikle daha iyi bükülme ve darbe özelliklerine, üstün aşınma direncine ve boyutsal kararlılığa sahiptir. Monomerlerden oluşan bu rezinler; şekillenebildikleri,

kalıplanabildikleri ve polimerize olduklarında kalıcı bir şekil alarak katıya dönüşebildikleri için diş hekimliğinde oldukça kullanışlı materyallerdir (Anusavice ve ark., 2012).

2.1.3.3. Elastomerler

Elastomerler üç boyutlu ağ yapısına sahip yüksek elastik özellik gösteren polimerlerdir. Termoplastik polimerlerin bir alt grubu sayılabilirler. Çekme kuvveti uygulandığında çok yüksek oranda uzama gösterebilmektedirler. Kuvvet kaldırıldığı zaman da anında ilk uzunluğuna geri dönebilmektedirler. Çapraz bağlanmış kauçuğumsu polimerler veya kauçuğumsu ağ yapılar olarak adlandırılmaktadırlar (Stephens ve Bhowmick, 2001).

2.2. Protez Kaide Materyalleri

Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğüne göre protez kaidesi, protezin yapay dişleri barındıran ve destek dokular üzerinde yer alan kısmı olarak tanımlanır (Yavuzılmaz ve ark., 2003).

Geçmişten günümüze tam protezlerin üretilmesi incelendiğinde çeşitli malzemeler ve teknikler kullanılmıştır. 19. yüzyılın ortalarında protez temel malzemesi olarak kullanılan yüksek oranda çapraz bağ içeren vulkanize kauçuk (Vulkanit) piyasaya sürülmüştür. Ancak bu malzemenin işlenebilirliğinin zor olması, kötü tat, kötü koku, estetik olmayan koyu kahverengi ve gri renk gibi dezavantajları bulunmaktaydı. Bunun yanı sıra vulkanitten yapılan protezler, ilk işlevsel ve uygun fiyatlı protezlerdi (Craig ve Power, 1997; Mahesh Verma, 2011; Moriyama ve Hasegawa, 1987; Murray ve Darvell, 1993; Rueggeberg, 2002; Sears, 1958; Yapp, 1987).

1901 yılında daha kolay işlenebilen ve daha estetik bir materyal arayışının doğmasıyla Dr. Otto Röhm katı, transparan akrilik asit polimerini üretmiştir. Bunun ardından 1927 yılında Röhm ve Haas tarafından polimetil metakrilat polimeri olan Acryloid ve Plexigum piyasaya sunulmuştur. 1931 yılında daha sert yapıda olan Plexiglas adındaki polimetil metakrilatın ticari üretimi gerçekleşmiştir. 1932 yılında PVC ve Vinil asetat karışımı protez kaide materyali olarak sunulmuştur. Ancak bu materyalde üretim tekniğine bağlı olarak kısa süre içerisinde kırılmalar görülmüştür (O'brien, 2002; Rueggeberg, 2002). 1937 yılında Dr.Walter Wrigth tarafından

geliştirilen akrilik rezinlerin, protez kaide materyali yapımında günümüzde evrensel olarak kullanımı devam etmektedir (Eick, ve ark., 1977; Peyton, 1975). Bu materyal kullanım ve onarım kolaylığı, pahalı olmayan ekipmanı, suda çözünürlüğü, boyutsal kararlılığı, yeterli mukavemeti, kabul edilebilir estetik özellikleriyle protez kaide yapımı için tercih edilmektedir. Bununla birlikte, esneme yeteneğinin düşük olması, fonksiyonel kuvvetler karşısında deforme olma eğilimi, artık monomer gibi olumsuz özellikleri de bulunmaktadır (Rueggeberg, 2002).

2.2.1. Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri

Protetik dental uygulamaların ağız ortamında çevre dokular üzerinde herhangi bir olumsuz etki yaratmadan fonksiyon görmesi gerekmektedir. Bu nedenle, protez kaidesi olarak kullanılan materyallerin biyouyumlu olması ve ağız dokularında herhangi bir irritasyona neden olmaması gerekmektedir. Kimyasal olarak protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinler tükürük ve ağız sıvılarında yüksek oranda çözünmez olması gerekmektedir. Besin maddelerine reaksiyon göstermemeli, ancak yapay dişlere kimyasal olarak bağlanmalıdır. Ek olarak, bu materyaller çiğneme kuvvetlerine dayanabilmesi için iyi mekanik özelliklere (yüksek elastik modül, orantılı limit, esneklik, yorulma mukavemeti ve darbe mukavemeti gibi) sahip olmalıdır. Düşük özgül ağırlık (hafif ağırlık), termal iletkenlik, temizleme kolaylığı ve düşük maliyet gibi diğer özellikler hasta konforu için gereklidir (Alaradi, 2019; Anusavice ve ark., 2012).

Biyouyumluluk, bir malzemenin biyolojik bir ortamda uygun bir konak yanıtı ile performans gösterme yeteneği olarak tanımlanan en önemli biyolojik özelliktir (Gautam ve ark., 2012). Uygun şekilde üretilmiş ısıyla polimerize olan PMMA için çok sınırlı biyouyumluluk sorunları olmasına rağmen, elde edilen protez kaidesinde polimerize olmamış monomerlerin varlığının mukozal irritasyon, (Braun ve ark., 2003) doku iltihabı ve sitotoksosite (Jorge ve ark., 2003; Lung ve Darvell, 2005) ile ilişkili olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, PMMA'yı karıştırırken fazla miktarda monomer çözeltisinin eklenmesi, artık monomerlerin kalmasına ve dolayısıyla sitotoksosite ile sonuçlanır. Düşük bir monomer-polimer oranına ek olarak, uzun bir polimerizasyon döngüsü, kısa sertleştirme döngülerine kıyasla artık monomer miktarını ve sitotoksiteyi de azaltır. Isı ile polimerize olan ve mikrodalga ile polimerize olan PMMA'larda, kimyasal yolla polimerize olan PMMA'lara kıyasla

önemli ölçüde daha düşük miktarlarda monomer ve sitotoksosite kanıtlanmıştır (Raszewski ve ark., 2020).

Protez kaide materyalleri ağız içinde kullanıma uygun fiziksel özelliklere sahip olmalıdırlar (Latief ve ark., 2012). Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinlerinde su molekülleri polimer zincirlerinden sızar buna sorpsiyon (su veya oral sıvı emilimi) denir ve plastikleştirici olarak işlev görür (Miettinen ve Vallittu, 1997). Nüfuz eden su molekülleri PMMA'nın genişlemesine yol açar ve boyutsal stabiliteyi etkiler (Takahashi ve ark. 2013). Boyutsal stabiliteyi etkileyebilecek olan diğer bir özellik çözünürlüktür (Gomez ve Schmidt, 2007; Latief ve ark., 2012). Bu nedenle, sorpsiyon ve buna bağlı çözünürlük minimumda tutulmalıdır.

Radyopasite, restoratif dental materyallerde ideal olarak gerekli olan başka bir fiziksel özelliktir. Radyoopak restoratif materyaller beyaz görünür ve tanısal radyografilerde dokulardan kolaylıkla ayırt edilebilir. Örneğin, kırık bir protez parçasının yanlışlıkla yutulması durumunda radyoopak nesneler kolaylıkla tespit edilebilir. Polimerik yapısı nedeniyle PMMA, radyograflarda tespit edilmesi zor olan radyolüsent bir malzemedir (Chandler ve ark., 1971; McCabe ve Wilson, 1976).

Protez kaidesi malzemeleri, yiyeceğin sıcaklığını hastanın ağız dokularına iletme için kabul edilebilir termal iletkenliğe sahip olmalıdır. Akrilik rezinlerin, termal iletkenliği zayıftır. Düşük termal iletkenlik, hastanın gıda sıcaklığını algılama yeteneğini sınırlar. Bu özellik protezin performansını nadiren etkilese de düşük termal iletkenlik hastanın yemek yeme konusunda memnuniyetsizliğine sebep olabilir (Powers ve Wataha, 2015).

Estetik gereksinimleri karşılamak için PMMA protez kaide malzemeleri renk ve doku açısından ağız mukozasını taklit etmelidir. Protez kaide malzemelerinin yüksek renk stabilitesine sahip olması ve ağız ortamında zamanla değişmemesi gerekir (Sağsöz ve ark., 2014). Bu nedenle, akrilik protez kaide rezinlerinin renklendiricileri ve diğer bileşenleri, protez üretimi sırasında stabil olmalıdır (Purnaveja ve ark., 1982). Akrilik rezinlerin renk değişikliğine çeşitli faktörler neden olabilir. Polimerizasyon derecesi ve artık monomer gibi içsel faktörler renk stabilitesini etkileyebilmektedir. Renk değişiminin bir başka olası kaynağı da gözenekliliktir. Gözeneklilik protez üretimi sırasında aşırı ısınma veya basınçtan kaynaklanmaktadır (May ve ark., 1996). Protez kaide rezinlerinin renk stabilitesi yeme

alışkanlıkları ile de ilişkilidir. Çay, kahve ve şarap gibi bazı içeceklerin akrilik rezinlerin renginin bozulmasına neden olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (Khan ve ark., 1987; Sham ve ark., 2004).

Polimerizasyon büzülmesi (doğrusal ve hacimsel), protez üretimi sırasında dikkate değer boyutsal değişikliklere ve hatalara neden olabilmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

Sergio ve ark.'nın yaptıkları çalışmalarında, enjeksiyon kalıplama tekniğinin, geleneksel basınçla kalıplama tekniğine kıyasla polimerizasyon büzülmesini azalttığını ve kenar sızdırmazlığını iyileştirdiğini göstermişlerdir (Ganzarolli ve ark., 2007; Nogueira ve ark., 1999).

Protez kaide malzemeleri ağız boşluğunda karmaşık çiğneme streslerine maruz kalır. Bu nedenle, protez kaide malzemelerinin fonksiyonel performansı (biyofonksiyonellik) için iyi mekanik özellikler gereklidir. İdeal olarak protez kaidesi, kalıcı deformasyon veya kırılma olmaksızın karmaşık çiğneme kuvvetlerini taşıyabilecek yüksek bir esneme dayanımına sahip olmalıdır (Hassan ve ark., 2019). Mevcut olan PMMA malzemelerinin aşınma direnci, döküm alaşımlarına ve diş porselenlerine kıyasla önemli ölçüde daha düşüktür (Zafar, 2019). Aşınma direnci, malzemenin yüzey sertliği ile doğrudan ilişkilidir (Ahmed ve Zafar, 2014; Zafar, 2019). Bu nedenle, PMMA'nın mekanik özelliklerinde, özellikle darbe dayanımı, esneme dayanımı, sertlik ve aşınma direncinde daha fazla iyileştirme arzu edilmektedir.

2.2.2. Protez Kaide Rezinlerinin Polimerizasyon Şekilleri

2.2.2.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Protez kaide materyali olarak genellikle toz ve likit şeklinde ısı ile polimerize olan akrilik rezinler tercih edilir (Çalikkocaoglu, 2010; Keyf ve Uzun, 2000; Zaimoğlu ve ark., 1993). Sıklıkla kullanılan akrilik rezin materyali polimetilmetakrilattır. Polimetilmetakrilat saydam görünümdedir ve renklendirilebilir. Normal şartlar altında sterilidir, optik özellikleri, rengi, sağlamlığı ve fiziksel özellikleri yeterlidir. Kolaylıkla şekillendirilebilir. Polimer olarak toz polimetilmetakrilat, likit yani monomer olarak saf metilmetakrilat kullanılır (Craig ve Power, 1997). Monomer olarak polistiren, vinil kopolimerleri de kullanılır. Polimer incisi ya da boncuğu denen toz partiküller, monomerin ısı altında karıştırılması ile oluşturulurlar (Craig ve Power, 1997), (Braden

ve ark., 1997). Polimer ve monomer birbiri ile karıştırıldıktan sonra hamur kıvamına gelen materyal uygun şekilde oluşturulmuş kalıp içerisine yerleştirilerek polimerize edilir (Anusavice ve ark., 2013). Neredeyse tüm protezlerin yapımında ısıyla polimerize olan akrilik rezinler kullanılmaktadır. Isı ile polimerizasyon işlemi su banyosu veya mikrodalga fırını kullanarak yapılabilmektedir. Isı enerjisinin uygulanmasıyla toz halinde bulunan polimerin içerisindeki benzoil peroksit ayrışarak serbest radikaller açığa çıkmaktadır. Bu işlem sonucunda oluşan serbest radikaller polimerizasyonu başlatır (Aguirre ve ark., 2020; Anusavice ve ark., 2012). Bu akrilik rezinlerde en sık kullanılan polimerizasyon yöntemi su banyosunun kullanımudur. Bu yöntem, kolay ve ucuzdur ancak uzun işlem süresi önemli bir dezavantajdır (Banerjee ve ark., 2010; Gad ve ark., 2019).

Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği polimerizasyonun ısı ile sağlandığı en temel tekniktir. Alçı ya da silikon-alçı kalıplar kullanılarak akrilik rezin hamuru mufla içerisindeki protezin boşluğuna konulup preslenir. Daha sonra sıcak suda polimerizasyon sağlanır. Toz ve likitten oluşan akrilik rezinler ve klasik prinç muflalar bu yöntemde kullanılır (Braden ve ark., 1997; Craig ve Power, 1997; Sakaguchi ve Powers, 2012). Uygun polimer:monomer oranı 3:1'dir, bu oran rezinin son yapısı için önemlidir. Genellikle polimer oranı arttıkça, polimerizasyon daha kısa sürede tamamlanır ve daha az polimerizasyon büzülmesi olur. Toz ve likit karıştırıldığı zaman sırasıyla ıslak kum safhası, liflenme safhası, hamur veya çalışma safhası ve lastik safhası olmak üzere dört safhadan oluşan bir fiziksel etkileşim görülür. Akril çalışma safhasında yani hamur kıvamında muflaya uygulanır (Braden ve ark., 1997; Craig ve Power, 1997). Buna göre akril hamuru en geç 5 dakika içinde muflaya yerleştirilmelidir (Braden ve ark., 1997; O'brien, 2002). Akrilik rezinin hazırlanması sırasındaki sıcaklık artışı, hamurlaşma süresinin ve dolayısıyla çalışma süresinin azalmasına neden olur (Arioli Filho ve ark., 2011; Braden ve ark., 1997; Lai ve ark., 2004; Sakaguchi ve Powers, 2012). Bundan sonraki işlemler bilinen akril tepme prosedürüne uygun olarak gerçekleştirilir (Braden ve ark., 1997; Craig ve Power, 1997; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Polimerizasyon sırasında polimerize edilecek materyale uygulanan işlem koşulları ve süresi polimerizasyon siklusu olarak tanımlanmaktadır. Geleneksel olarak kabul görmüş polimerizasyon siklusu muflaya alınan hamurun ısıtılmalı bir su banyosu

içinde 74°C’de 9 saat süre ile gerçekleştirilir (Anusavice ve ark., 2003; Bartoloni ve ark., 2000; Jagger, 1978; Wallace ve ark., 1991). Hızlı polimerizasyon siklusunda muflalar soğuk su içine koyulur ve yarım saat içinde su kaynama derecesine getirilir. Yarım saat kaynatıldıktan sonra suyun kendi kendine oda sıcaklığına kadar soğuması beklenir. Soğuk su altına tutularak hızlı bir soğutma yapılması ani ısı değişimi nedeniyle kitlede deformasyon oluşturur. Kısa süreli polimerizasyon siklusunda oda ısısındaki su 70°C ye yarım saat içinde çıkarılır. Aynı ısıda yarım saat tutulduktan sonra yarım saat kaynatılır. Muflalar 73°C de bir buçuk saat bekletilir ve sonra 100°C de yarım saat kaynatılır. Bu kaynatılma işlemine aynı zamanda terminal kaynatma adı verilmektedir (Anusavice ve ark., 2003; Çalikkocaoğlu, 2000; Harrison ve Huggett, 1992; Honorez ve ark., 1989). Tersine polimerizasyon yönteminde mufla kaynamakta olan suya konur, ısı kaynağı kapatılıp 20 dakika beklenir ve sonra su tekrar kaynar su içinde 20 dakika daha kaynatılır ve sonra suyun içinde soğumaya bırakılır. Yavaş polimerizasyonda ise mufla 65°C su içerisinde 8 saat bırakılabilir (Çalikkocaoğlu, 2010; Jorge ve ark., 2007; Yannikakis ve ark., 2002). PMMA esaslı akrilik rezinlerin basınçla kalıplama işleminden sonra ısı ile polimerizasyon için su banyosu içerisinde bekletilmesi uzun yıllardır kabul gören bir uygulamadır.

Enjeksiyonla kalıplama tekniğinde ise hamur kıvamına gelen akrilik rezin enjeksiyon yöntemiyle sürekli 6 atmosfer basınç altında mufla içerisindeki protez boşluğuna sevk edilir (Braden ve ark., 1997; Craig ve Power, 1997). Polimerizasyon yine ısı ile sağlanır. Daha yüksek sertlik ve çarpma direncine sahip kaide plakları için lastikle güçlendirilebilir (Anusavice ve ark., 2012; Braden ve ark., 1997; Craig ve Power, 1997; O'brien, 2002; Van Noort ve Barbour, 2014). Bu yöntemle akrilik rezinin protez boşluğuna sevk edilmesi polimerizasyon büzülmesini kısmen dengelediği belirtilmiştir (Arioli Filho ve ark., 2011; Braden ve ark., 1997; Craig ve Power, 1997; Harrison ve Huggett, 1992; O'brien, 2002; Van Noort ve Barbour, 2014). 1942’ de Pryor tarafından gerçekleştirilen bu teknik, ilerleyen teknolojiyle günümüzde daha modern sistemlerde kullanılmaktadır (Anusavice ve ark., 2012; Braden ve ark., 1997; Craig ve Power, 1997; O'brien, 2002). Enjeksiyonla kalıplama yönteminde ısı kontrol edilerek protezin kalın bölgelerinde oluşabilecek porozite en aza indirilebilmektedir. Polimerizasyon süresince sürekli ve kontrollü basınç uygulanabildiği için doğru dikey boyut korunmaktadır. Prova kapanışı elimine edilebilmektedir. Mufla içerisindeki

protez boşluğunun en ince bölgelerine kadar akril doldurulabildiği için daha homojen kaide plakları elde edilebilmektedir. Belirtilen bu avantajlara rağmen özel muflalar, enjeksiyon ekipmanı, ısıtma ve diğer işlemler için özel araçlar gerektiren oldukça pahalı bir sistemdir (Arioli Filho ve ark., 2011).

2.2.2.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Reziner

Kimyasal olarak polimerize olan PMMA, ısıyla polimerize PMMA'ya kıyasla farklı bir bileşime ve polimerizasyon mekanizmasına sahiptir ve polimerizasyonu termal enerji gerektirmez (Rw, 1991). Çoğu zaman, kimyasal aktivasyon monomer içine dimetil-para-toluidin gibi bir tersiyer amin ilavesi ile sağlanır, bu da benzoil peroksiti aktive ederek serbest radikaller üretir. Bununla birlikte, otopolimerize PMMA'nın polimerizasyon derecesi, ısıyla sertleştirilmiş PMMA'dan oldukça düşüktür ve polimerize malzemede sertleşmemiş artık monomerler bırakır (Craig, 1996). Isıyla polimerize PMMA ile karşılaştırıldığında, kimyasal yolla polimerize olan PMMA'nın avantajları arasında daha iyi boyutsal stabilitesi ve adaptasyonu yer alır (Anusavice ve ark., 2012; Craig, 1996). Bununla birlikte, düşük polimerizasyon derecesi, güç ve sertlik gibi mekanik özellikleri tehlikeye atar (Van Noort ve Barbour, 2014). İçerdiği amin başlatıcı zamanla oksitlenerek renk bozulmasına, (Rw, 1991) zayıf renk stabilitesine ve daha düşük cam geçiş sıcaklığına (Powers ve Wataha, 2014) neden olur. Bu sınırlamalar nedeniyle, günümüzde otopolimerize PMMA malzemeleri yalnızca özel kaşıkların, geçici kısmi protezlerin yapımında ve protez tamirinde kullanılmaktadır (Craig, 1996). Daha fazla miktarda artık monomerlerin mevcudiyeti ve ekzotermik polimerizasyondan kaynaklanan ısı nedeniyle, otopolimerize PMMA malzemeleri daimî oral uygulamalarda kullanılmamaktadır.

2.2.2.3. Görünür Işıkla Polimerize Olan Akrilik Reziner

Isı ile polimerize olan rezinlerle benzer kullanıma ve fiziksel özelliklere sahip görünür ışıkla polimerize olan akrilik rezinler diş hekimliği uygulamalarında uzun yıllardır kullanılmaktadır (Braden ve ark., 2012; Craig ve Gibbons, 1961). Görünür ışıkla polimerizasyon belirli bir dalga boyuna duyarlı özel bir rezin gerektirir. Bu sistem Triad sistem olarak bilinir ve esas olarak üretilen dimetakrilat matriks, akrilik kopolimer, küçük silika doldurucular ve kamforokinon amin fotoinitiatörünü içerir. Kimyasal bileşimi; üretilen dimetakrilat matriks + akrilik kopolimer + kamforokinon amin + mikrofin silika şeklindedir. Polimerizasyon yüksek yoğunlukta kuvarz halojen

lambalar ile oluşturulan 400-500 nm' lik mavi ışıkla sağlanır (Braden ve ark., 2012; Craig, 1996; Keskin, 1993; Sali, 1999). Sistemin özel polimerizasyon üniti ve suni dişleri bulunmaktadır. Toz ve likit halinde değildir, rulo ve plaka şeklinde formları bulunmaktadır. Işık kontaminasyonundan korumak için siyah plastik kutularda saklanır (Craig 1996; Winkler ve Vernon, 1978). Tam olarak polimerize oldukları ve yüksek dirence sahip oldukları için artık monomer bulundurmazlar. Boyutsal stabilitesi yüksek ve doku uyumu iyidir (Phillips, 1991). Renk stabilitesi yüksektir, manüplasyonu kolaydır (Craig 1996; Winkler ve Vernon, 1978). Visible Light Curing (VLC) olarak adlandırılan bu akriliğin uygulama kolaydır. Bu yöntemle polimerizasyonda muflalama ve bitirme işlemleri ortadan kalkmıştır. Mum, kaynatma kapları, pres ve ısı uygulama donanımları bu sistemde gerekmemektedir (Faot ve ark., 2006). Bu malzeme ölçü kaşıkları yapımında, besleme ve tamir malzemesi olarak kullanılabilir (Yazdanie ve Mahood, 1985).

2.2.2.4. Mikrodalga ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Mikrodalga enerjisi, PMMA'ı polimerize etmek ve iyileştirmek için kullanılabilir başka bir ısı enerjisi kaynağıdır. Geleneksel bir su banyosu kullanmak yerine, bu protez kaide materyallerini polimerize etmek için bir mikrodalga enerjisi kaynağı ve metalik olmayan bir mufla gereklidir (Rw, 1991). Mikrodalga ile polimerizasyon, saatlerce ısıtma ve ardından soğutma gerektiren geleneksel ısı ile polimerizasyon döngüsüne kıyasla, bir mikrodalgada 500 watt'ta (Donovan ve ark., 1985; Honorez ve ark., 1989) kısa polimerizasyon süresi (üç dakika) nedeniyle zaman avantajına sahiptir ancak kalın bölümlerde aşırı ısınma meydana gelebilir, bu da monomerin kaynamasına ve pöröziteye neden olabilmektedir (Anusavice ve ark., 2013). Mikrodalga ile polimerize olan PMMA materyallerinin kullanımının bir diğer sınırlaması, akrilik protez dişleri ile zayıf bağlanma güçleridir (Rw, 1991). Ek olarak, ekipman ve metalik olmayan muflalar nispeten pahalıdır ve kırılma ihtimalleri yüksektir (Çalikkocaoğlu, 2000).

2.3. CAD/CAM ile Hazırlanan Kaide Materyalleri

2.3.1. Eklemeli Üretim

Üç boyutlu baskı (3B Baskı) tekniğinde tam protez üretimi için polimerize edilmemiş rezinler kullanılır. Baskı işlemi sonrası işlemi tamamlamak için son aşamada ışıqla polimerizasyon olan final kütleme adımı gerekmektedir. 3B Baskı iş akışı sırasında, final kütleme işleminden önce tam protezler tamamen polimerize edilmediğinden, polimerizasyon büzülmesi teorik olarak mümkündür. Ayrıca kısmen polimerize edilmiş tam protez baskı platformundan sökülürken protezlerde bir deformasyon meydana gelme ihtimali bulunmaktadır. Ayrıca, bitmiş protezler üzerinde her zaman uygun bir çözücü ile uzaklaştırılması gereken bir polimerize olmayan rezin tabakası kalır. Eklemeli üretim sürecinin avantajları arasında daha yüksek doğruluk, daha az malzeme israfı ve düşük altyapı maliyetleri yer alır. Dezavantajları arasında ise tüm materyallerin eklemeli üretim ile üretilememesi, katman katman üretime bağlı oluşan merdiven etkisi, tekrarlanabilirlik ve destek yapıları ihtiyaç duyulması sayılabilmektedir (Barazanchi ve ark., 2017).

2.3.2. Eksiltmeli Üretim

Bu sistemlerde prepolimerize PMMA bloklar kullanılır. Bu bloklar yüksek sıcaklık ve basınç altında enjeksiyonla polimerize edilerek endüstriyel olarak üretilirler. Bloklar önceden polimerize edildiğinden polimerizasyon büzülmesinin gözlenmediği öne sürülmektedir (Infante ve ark., 2014; Janeva ve ark., 2018). Bunun yanında blokların yüksek kondanzasyona sahip olmaları, artık monomer ve pörözite miktarını azaltmaktadır (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014; Liebermann ve ark., 2016). CAD/CAM PMMA protezlerinin dayanıklılık ve yüzey pürüzlülük özellikleri, geleneksel ısıyla polimerize edilmiş PMMA ile karşılaştırıldığında, daha üstün özellikler sergiledikleri görülmüştür (Al-Dwairi ve ark., 2019).

Son zamanlarda, CAD/CAM PMMA bloklardan, frezeleme ile geleneksel protezlere benzer renkli ve cilalı protez kaideleri üretilebilmektedir. Elde edilen kaidelere çift çapraz bağlı rezin materyalden frezelenen dişler yapıştırılabilmektedir. Birbirinden farklı özelliklere sahip birçok CAD/CAM PMMA blok vardır. CAD/CAM teknikleri ile hazır bloklardan kazınarak elde edilen protezlerin, geleneksel protezlere göre daha iyi retansiyon ve daha düşük travmatik ülser sıklığı göstermeleri gibi avantajlara sahip oldukları belirtilmiştir (Steinmassl ve ark., 2018).

2.4. CAD/CAM ile Üretilen Tam Protezlerin Klinik Uygulaması

Son yıllarda, yazılım algoritmalarının ve donanım ekipmanlarının sürekli iyileştirilmesiyle, daha fazla bilim insanı tam protezler için dijital çözümlere odaklanmaktadır ve dijital tam protezler yavaş yavaş laboratuvarından kliniğe geçmektedir. Günümüzde prepolimerize blokların kullanıldığı 10'dan fazla tam protez sistemi ortaya çıkmıştır.

2.4.1. AvaDent Sistemi

AvaDent sisteminde ilk olarak dişsiz hastaların son ölçülerini elde etmek için termoplastik kaşık üretimini kullanan bir tanısal fantom kullanılmaktadır (Infante ve ark., 2014; Kattadiyil ve ark., 2013). Hastanın çene ilişkisi, sistemle birlikte verilen ve Gotik ark gibi çalışan anatomik ölçüm cihazı (anatomik ölçüm cihazı, AMD) ile kayıt altına alınmaktadır. Daha sonra son ölçü ve AMD kaydı taranarak, üst ve alt çene pozisyonu ilişkisi ile üç boyutlu verileri elde edilmektedir; CAD yazılımı dişsiz çenelerin anatomik özelliklerine göre yapay dişleri düzenler, protez tasarımını otomatik olarak oluşturur. Son olarak, kaide frezeleme yöntemi ile üretildikten sonra ve yapay dişler manuel olarak yapıştırılmaktadır.

2.4.2. Dentca Sistemi

Bu sistemde Dentca tarafından gönderilen özel ölçü kaşıkları arasından alt ve üst çenelere uygun boyutta ölçü kaşığı seçilebilmektedir. Bu kaşıkların arka kısmı kaşıktan ayrılabilir özelliktedir (Kattadiyil ve ark., 2013). Ölçüyü aldıktan sonra, kaşığın arka kısmını ayırmak için bistüri kullanılmaktadır. Mandibular ölçü kaşığına bir kayıt kalemi takılabilmekte ve sentrik ilişkiyi belirlemek için Gotik ark ilkesi kullanılmaktadır. Dikey boyutu belirlemek için ise geleneksel yöntemler kullanılmaktadır. Daha sonra elde edilen kayıtlar taranmaktadır ve dijital ortamda protez tasarlanmaktadır. Tasarlanan protezlerin üç boyutlu baskısından sonra yapay dişler manuel olarak yapıştırılmaktadır. Bu sistem, isteğe bağlı olarak prova seansları yapılabilme özelliği ile AvaDent sistemine benzemektedir.

2.4.3. Ceramill Tam Protez Sistemi

Ceramill Tam Protez sisteminde ölçü alma ve çene ilişkileri kaydı geleneksel yöntemlerle aynıdır (Baba, 2016). Üç boyutlu taramadan sonra, tam protezleri tasarlamak için yerleşik CAD yazılımı olan D-Flow kullanılmaktadır. Protez tasarımı tamamlandıktan sonra frezeleme yöntemi ile kaide elde edilmektedir. Daha sonra

deneme protez üretimini tamamlamak için yapay dişler kaideye yerleştirilmektedir. Deneme protezi hasta ağızında prova seansında düzenlemeler yapılmasına olanak sağlamaktadır. Son olarak laboratuvarın geleneksel teknolojisini birleştirerek nihai protez üretilmektedir.

2.4.4. Wieland Dijital Protez Sistemi

Wieland Dijital Protez sistemi (Bonnet ve ark., 2017; Schwindling ve Stober, 2016) hastanın ilk randevusunda dişsiz çenelerin ilk ölçüleri geleneksel yöntemler ile elde edilmektedir. Oklüzal düzlemi ve orta hattı belirlemek için firma tarafından gönderilen plaklar kullanılmaktadır. Bu amaçla tam protez tasarım yazılımı kullanılarak laboratuvarda üç boyutlu tarama ve kayıt sonrası gotik arkın monte edilebileceği, son ölçünün alınıp çene ilişkileri kaydının belirlenebileceği plaklar tasarlanmaktadır. Daha sonra bu plaklar kullanılarak elde edilen kayıtlar laboratuvarda tekrar tarandıktan sonra protez tasarlanmaktadır. Daha sonra monokromatik deneme protezleri frezelenmektedir. Prova seansında düzenlenen deneme protezi laboratuvarda tekrar taranarak nihai protez tasarlanmakta, yapay dişler ile birleştirmek için kaide frezelenmektedir.

2.4.5. Baltık Protez Sistemi

Baltık Denture sisteminde (Baba, 2016; Schweigera ve ark., 2018) hastanın ilk ziyarette son ölçüleri alınmaktadır. Çene ilişkisi kaydını elde etmek için eşleşen Baltık Denture Anahtar seti kullanılarak estetik parametreler belirlenmektedir. Elde edilen ölçü ve çene ilişkisi kayıtları taranmaktadır. Tasarım yazılımında, farklı boyutlarda var olan diş dizileri arasından en uygun olan seçilebilmektedir. (dişler büyük, orta ve küçük olmak üzere üç tipe ayrılır) Son olarak protez tesviye ve cila işlemleri ile bitirilmektedir. Bu programın en büyük avantajı dişlerin prova seanslarının olmamasıdır. Ancak Baltık Denture Anahtar Setinin kullanımı tecrübesiz hekimler için zordur ve oklüzal ilişkinin hazırlanmasında başarısız olma olasılığı yüksektir. Yapay dişler prefabriktir ve adaptasyon aralığı sınırlıdır. Koordinasyonsuz üst ve alt çene pozisyonu olan hastalar için uygun değildir.

2.4.6. Fonksiyonel Olarak Uygun Dijital Tam Protez (FSD) Sistemi

FSD sisteminde (Deng ve ark., 2019) hastanın ilk ziyaretinde ilk ölçü, çene ilişkileri kaydı ve estetik bilgileri alınmaktadır. Teşhis amaçlı protez adı verilen tam protez şeklinde kapalı bir bireysel kaşık tasarlanır ve üç boyutlu baskı ile yazdırılır.

Bir sonraki seansta son ölçü, çene ilişkisi ve estetik teşhis yapılmaktadır. Son ölçü tarandıktan sonra, yazılım nihai tam protez tasarlanır, üç boyutlu baskı ile geleneksel laboratuvar yöntemi birleştirilerek protez üretimi tamamlanır ve hastanın üçüncü ziyaretinde dişler teslim edilmektedir. Bu yöntemin avantajı, klinik operasyon sürecini büyük ölçüde basitleştiren ve verimliliği artıran özel olarak tasarlanmış tanısal protezin, geleneksel tam protez restorasyonunda son ölçü, çene ilişkisi kaydı ve dişli prova seansından oluşan üç adımı tek bir seansta tamamlayabilmesidir.

2.4.7. Vita Vionik Sistem

Vita Vionic sistemi, (Steinmassl ve ark., 2017) CAD/CAM sistemleri için frezeleme malzemeleri sağlayabilmektedir. Sistemin sabit tarayıcıları, yazılımı ve işleme ekipmanı yoktur. Beş adımlı geleneksel tam protez yapım protokolünü veya sadece üç seansla basitleştirilmiş bir protokolü uygulayabilmektedir. Nihai ölçü ve çene ilişkileri dijitalleştirildikten sonra, deneme protezi frezelenenilmekte veya doğrudan nihai protez yapılabilir. Klasik tam protez restorasyon alışkanlıklarını değiştirmek istemeyen hekimler için sistem sadece protez üretim aşamasının yerini alacak şekilde kullanılabilir. Açık bir sistem tarayıcıları, yazılımları veya frezeleme ekipmanlarını entegre edebilmesine rağmen, sistemin sabit bir klinik süreci yoktur ve doktor ile laboratuvarın ortak bir iş akışı oluşturmasını gerektirmektedir.

2.5. Protez Hijyeni ve Temizleme Yöntemleri

Protez temizliği, hastaların ağız sağlığına, protezin ömrüne ve genel yaşam kalitesine katkıda bulunan önem verilmesi gereken bir uygulamadır. Protezler üzerinde biriken biyofilm, lokal ve sistemik hastalıklara yol açabileceğinden, uygun temizlik yöntemleriyle günlük olarak temizlenmelidir (Coulthwaite ve Verran, 2007; Mousa ve ark., 2020). Protez biyoofilminin ortadan kaldırılması için mekanik yöntemler ve kimyasal ajanlar endikedir (Souza ve ark., 2009). Mekanik yöntemle temizleme, plağın bir fırça yardımıyla veya ultrasonik olarak çıkarılmasıdır (Duyck ve ark., 2016). Protez temizliğinde en yaygın kullanılan yöntem, mekanik temizlemedir (Jagger ve Harrison, 1995). Kimyasal yöntemle temizleme; protezin solvent, deterjan, antibakteriyel ve antifungal etkili solüsyonlara daldırılmasından oluşmaktadır. Bu solüsyonlar tek başına veya fırçalama, ultrasonik cihazlar gibi mekanik yöntemlerle birlikte kullanılabilir (de Andrade ve ark., 2011; Paranhos ve ark., 2007).

2.5.1. Mekanik yöntemler

2.5.1.1. Fırçalama

Rutin protez temizliğinin en yaygın yöntemi musluk suyu altında sabun ya da diş macunu ile fırçalamaktır (Sexson ve Phillips, 1951). Akrilik rezin protezlerden suni renklenmelerin ve plağın çıkarılmasında bu tekniğin titizlikle kullanıldığında etkili olduğu bildirilmiştir (Budtz-Jørgensen, 1979). Akrilik rezinin uzun süreli kullanımlarda nispeten aşınmaya dayanıklı olduğu gösterilmiştir. Uygun bir fırça ve şiddetli aşındırıcılar kullanılmaması koşuluyla fırçalama protez temizliğinde etkili bir yöntemdir (Anthony ve Gibbons, 1958; Budtz-Jørgensen, 1979; Flerlage ve Marxkors, 1969; Meiners, 1972; Neill, 1968; Pipko ve El-Sadeek, 1972; Sexson ve Phillips, 1951; Smith ve Record, 1966; Wictorin, 1972). Kılların çapı arttıkça protezlerdeki aşınma artar ancak kılların uzunluğu arttıkça azalır (Pipko, 1972; Wictorin, 1972).

2.5.1.2. Ultrasonik Cihazların Kullanılması

Ultrasonik cihazların protez temizliğinde kullanımı yaygın olmayan diğer bir mekanik temizleme yöntemidir (Shay, 2000). Ultrasonik banyolar, sıvı içinde kabarcıklar oluşturup ultrasonik dalgaları kullanarak temizlenmesi zor olan protez alanlarındaki plakları ve gıda artıklarını temizler (King ve Jagger, 2019). Ultrasonik cihazlar kullanılarak protezler üzerindeki biyofilm tabakasının ortadan kaldırılması tek başına yeterli bir yöntem değildir. Ancak ultrasonik cihazların içine dezenfektan eklenerek yapılan dezenfeksiyon işleminin etkinliği arttırılabilmektedir (Budtz-Jørgensen, 1979; Ghalichebaf ve ark., 1982). Maliyetinin yüksek olması ve profesyonel bilgi gerektirmesi sebebiyle kullanımı sınırlıdır. Ultrasonik cihazlar kullanılarak yapılan dezenfeksiyon işleminin, protezlerin cilalı yüzeylerinde herhangi bir olumsuz etkiye sebep olmadığı belirtilmiştir (Budtz-Jørgensen, 1979).

Ultrasonik temizleme genellikle, huzurevi veya hastane gibi kurumsal ortamlarda kullanılmaktadır (Shay, 2000). Bu yöntem hızlı ve kolay olması sebebiyle özellikle yatalak ve engelli hastalarda tercih edilebilmektedir (Raab ve ark., 1991).

2.5.1.3. Mikrodalga Fırınının Kullanılması

Mikrodalga ile protez temizliği 650 W güç ile 5 dakika uygulanması ile sağlanabilmektedir. Bu yöntem protez kaideleri üzerinde kolonize olmuş candida albicans ve staphylococcus aureus suşları üzerinde etkili bulunmuştur (Baysan ve ark., 1998; Campanha ve ark., 2005; Watanabe ve ark., 2000; Woo ve ark., 2000). Ancak

özel fırın ve muflalar gerektirmesinden dolayı yüksek maliyetlidir (Çalikkocaoğlu, 2010).

2.5.2. Kimyasal Yöntemler

Protezler üzerindeki plağın mekanik olarak uzaklaştırılmasında zorluk yaşayan el becerisinin azalmış, görme bozukluğu veya fiziksel kısıtlamalara sahip yaşlı hastalar için kimyasal temizleyiciler, mekanik temizlemeye alternatif olmaktadır (Razak ve ark., 2014; Yuzugullu ve ark., 2016). Kimyasal protez temizleyicileri, alkalın peroksitler, alkalın hipokloritler, asitler, dezenfektanlar ve enzimler gibi çeşitli gruplara ayrılır (Ghalichebaf ve ark., 1982; Jorgensen, 1979). Kimyasal temizlik giderek daha popüler hale gelmekte ve protez kullanıcıları tarafından rutin olarak kullanılmaktadır (Sato ve ark., 2005).

2.5.2.1. Alkalın Peroksitler

Alkalın peroksitler, toz veya genellikle efervesan tablet şeklinde bulunurlar. Bu ürünler, sodyum perborat veya perkarbonat gibi oksijen çıkaran ve yüzey gerilimini azaltmak amacıyla trisodyum fosfat gibi alkalın deterjan içeren maddelerdir. Bu eriyiklerden çıkan oksijen kabarcıklarının hafifçe tutunan kirlerin üzerinde mikro-mekanik bir temizleme işlevi yaptığı düşünülmektedir (Budtz-Jørgensen, 1979; Neill, 1968).

2.5.2.2. Alkalın Hipokloritler

Protezler üzerindeki bakteri plağını çok etkili bir şekilde ortadan kaldırabilen alkalın hipokloritlerin uzun süreli ve devamlı kullanımda protezler üzerinde olumsuz etkileri bulunmaktadır. Özellikle metal parçalar içeren protezlerde korozyona ve kararmaya sebep olduklarından kullanılmamalıdır (Abelson, 1981; Backenstose ve Wells, 1977; Budtz-Jørgensen, 1979; Kastner ve ark., 1983; Neill, 1968; Taylor ve Jordan, 1967). Ayrıca yapılan bazı çalışmalarda akrilik protezlerde beyazlatıcı etkisi dolayısıyla estetik problemlere yol açabildikleri gösterilmiştir (Neill, 1968; Robinson, 1985; Ünlü ve ark., 1996).

2.5.2.3. Seyreltik asitler

Asit temizleyiciler solüsyon olarak bulunur. Koyu kıvamlı sıvı şeklinde olabildikleri gibi, macun kıvamında olanları da vardır. Bunlar çoğunlukla hidroklorik asidin %5'lik eriyikleridir. Fosforik asit de %15-25'lik konsantrasyonlarda kendi başına veya hidroklorik asitli temizleyicilere ilave olarak kullanılabilir (Budtz-

Jørgensen, 1979). %5'lik asetik asit olan sirke (Budtz-Jørgensen, 1979; Neill, 1968), ve benzoik asit (Lambert ve Kolstad, 1986) de bu tip temizleyiciler arasındadır. Fırça, sünger veya özel aplikatörlerle uygulanırlar. %5'lik hidroklorik asit esaslı temizleyiciler, fazla kalkulus birikimlerini eritmek için en etkili usuldür, fakat metal kısımlı protezler için çok dikkatli kullanılmalıdır. Çünkü protezlerin metal kısımları üzerinde korozyona neden olur. Ayrıca giysiler, gözler ve deri için zararlı olduğundan, bu ürünlerin kullanılmasında ve depolanmasında dikkatli olunmalıdır (Anderson ve ark., 1990; Budtz-Jørgensen, 1979; Neill, 1968).

2.5.2.4. Dezenfektanlar

Potasyum permanganat (%0.4-1), (Backenstose ve Wells, 1977) gluteraldehitin %2'lik solüsyonu, (Pavarina ve ark., 2003; Shen ve ark., 1989) klorin dioksit (Bell ve ark., 1989) ve klorheksidin glukonat (%0.2) (Akgök ve ark., 1993; Budtz-Jørgensen ve Løe, 1972; Lal ve ark., 1992; Olsen, 1975) gibi çeşitli dezenfektan solüsyonlar da protez temizliğinde kullanılabilmektedir. %2'lik gluteraldehit solüsyonunun 10 dakikada dezenfeksiyon sağladığı bildirilmektedir (Shen ve ark., 1989). %0,4 ve %1'lik potasyum permanganatın ise bu konuda yetersiz kaldığı belirtilmiştir (Kesim, 2020; Şahmalı ve ark., 1988).

Uzun süredir kullanımda olan gluteraldehit çözeltisinin toksik etkilerinin ortaya çıkması üzerine araştırmacılar alternatif germisid ajanlar arayışına yönelmişlerdir. Bunun üzerine süperoksit suyu (elektrolize asitli su) da içeren yeni bazı dezenfektanların kullanımına yönelinmiştir. Elektrolize asitli su, iyon geçirgen bir membran içeren elektroliz tankında %0,05 konsantrasyonunda sodyum klorür çözeltisinin elektrolizi sonucu oluşmaktadır. Bu dezenfektanın temel avantajı, hidroklorik veya sülfirik asit gibi temizleyicilerin aksine cilt ve muköz membranlara zararlı etkileri bulunmamasıdır. Aldehit veya perasetik asit gibi koroziv etki bulundurmazlar (Lee ve ark., 2004; Middleton ve ark., 2000). Martin ve Gallagher bu tür bir dezenfektanın içme suyunda kullanımı sonucunda Avrupa Birliği tarafından belirlenen bakteriyel sayı standartlarına ulaşılabilceğini savunmuşlardır (Martin ve Gallagher, 2005). Elektrolize asitli suyun temel dezavantajı ise, zaman içinde antimikrobiyal aktivitesini kaybetmesidir. Bu nedenle solüsyonların üretiminden sonra bekletilmeden kullanılması gerekmektedir ve kapalı kaplarda saklanarak serbest klorun buharlaşması önlenmelidir. Diğer çoğu germisidde olduğu gibi süperoksit

suyun etkinliği de serbest klor oranından etkilenir (Lee ve ark., 2004; Nisola ve ark., 2011).

Asidik (AES) ve nötral (NES) pH'daki elektrolize asitli suların dezenfeksiyon aktiviteleri, fizikokimyasal yapıları nedeniyle fark gösterir. AES'de baskın klor türü Cl_2 ve $HOCl$ iken, NES'de ise $HOCl$ ve OCl^- bulunur. Bu klor bileşikleri oksidasyon potansiyeli açısından şu şekilde sıralanır:



Elektrolize asitli sular yüksek oksidasyon-redüksiyon potansiyeli (ORP) gösterir. ORP değeri genellikle 950 mV'ın üzerindedir. Güçlü oksidanların varlığı AES'nin güçlü antimikrobiyal etkisini kanıtlar niteliktedir. Bununla birlikte pH'ın düşük olması bakteri hücre zarını duyarlı hale getirerek klor geçirgenliğini değiştirmektedir (Nisola ve ark., 2011).

2.5.2.5. Enzimler

Papain, muteaz, proteaz, amilaz gibi enzimleri içeren çözeltiler de protezlerin dezenfeksiyonunda kullanılabilmektedir. Enzim içeren temizleyiciler etkilerini bakteri plağındaki glikoprotein, mukoprotein ve mukopolisakkaritleri parçalayarak göstermektedirler.

2.6. Akrilik Kaide Rezinlerinin Yüzey ve Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi

2.6.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Materyallerin yüzeyinde moleküler düzeyde oluşan girinti ve çıkıntı şeklindeki düzensizliklere yüzey pürüzlülüğü denir. Yüzey pürüzlülük ölçümü mekanik ve optik profilometre ile yapılmaktadır. Optik profilometre; yüzey topografisi üç boyutludur ve bu nedenle yüzeyin doğal karakteri optik profilometrelerle gösterilebilmektedir (Kakaboura ve ark., 2007). Bu cihazlarda optik ışınlar kullanılarak tarama yapılmaktadır ve yüzey ile fiziksel temas yoktur. Bu sayede optik profilometreler ile üç boyutlu ölçümler yapılabilmektedir. Ölçüm yapılacak yüzeyde referans noktaları belirlenir ve cihaz bu aralıkta ölçüm yapar. Cihazın optik işaretleri, $100 \mu m^2$ 'lik bir alanda birkaç nanometrelik bir çözünürlük sağlayabilmektedir (Joniot ve ark., 2006; Yanıkoğlu ve ark., 2020).

➤ Mekanik profilometreler iki boyutlu ölçümler yapılabilmesine izin vermektedir. Ölçüm yapılacak örnek yüzeyinden belli bir sabit uzaklıktan doğrusal

şekilde hareket eden elmas nokta uç, yüzeye temas ettiğinde yüzeyi tarayarak iki boyutun ölçümlerini yapar. Sensör X eksenini boyunca hareket eder ve dikey eksenindeki yükseklik farklarını cihazın dönüşüm sistemine göre hesaplar. Bu yüzden; taranan bölgenin yüzey paralelliği ve sensörün Y eksenini dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır (Joniot ve ark., 2006). Mekanik profilometrelerin sensörleri bir elmas nokta yardımıyla enine 20-50 µm çözünürlükte taranır. Yüzeydeki olukların değerleri etkilememesi için çeşitli açılardan ölçümler yapılmalıdır (Heintze ve ark., 2006). Mekanik profilometreler hem dijital hem de analog donanım ve yazılım kullanarak değerleri kaydedebilir (Yanıkoğlu ve ark., 2020).

Mekanik profilometrelerde ölçüm sonrası üç farklı yüzey ölçüm parametreleri elde edilir. Bunlar:

✓ Ra; belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin (yükseklik ve derinlikler) mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasını belirtir.

✓ Rmax; belirli bir mesafede en yüksek ve en derin noktalar arasındaki mesafedir.

✓ Rz; belirli bir mesafede birbirini takip eden 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını belirtir (Yanıkoğlu ve ark., 2020).

Bu parametreler dental materyallerin cilalı yüzeylerini ayırt etmek için kullanılarak yüzey pürüzlülüğünü tanımlar. Bunlar arasında aritmetik ortalama pürüzlülük değeri (Ra) hem laboratuvar ortamında hem de klinik ortamda en yaygın olarak kullanılan parametredir (Bürgers ve ark., 2009; Moda ve ark., 2018; Schubert ve ark., 2019).

2.6.1.1. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) dental alanda kullanılan materyallerin mikro yapılarının değerlendirilebilmektedir. Bu yöntem ile materyallerin yüzey topografisi incelenerek yüzey pürüzlülüğü detaylı bir şekilde yorumlanabilmektedir (Kakaboura ve ark., 2007; Yanıkoğlu ve ark., 2020).

SEM ile incelenen yüzey boyunca çok ince (10 µm) primer bir elektron demetinin bir noktadan diğerine hareket etmesi prensibi kullanılmaktadır. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o

bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü o kadar karanlık alınır. Örnek yüzeylerinin analizinde sıklıkla kullanılan SEM ile yüzeyin gri tonlarında görüntüsü elde edilmektedir. Konvansiyonel SEM analizi için, elektrostatik yük birikimini önlemek amacıyla numune yüzeyi iletken olan bir malzeme ile kaplanmalıdır. Numune hazırlanması sırasında uygulanan kurutma ve püskürtme işlemleri, numuneleri geri dönüşümsüz bir şekilde etkileyebilmektedir (Faria ve ark., 2008). Günümüzde modern taramalı elektron mikroskoplarının ayırım gücü 0,05 nm'ye kadar inmiş olup, büyütme miktarı ise $\times 5-300000$ arasında değişmektedir (Hayat ve Acta, 1986).

2.6.2. Yüzey Sertliğinin Değerlendirilmesi

Sertlik, kalıcı yüzey girintisine veya penetrasyonuna karşı direnç olarak tanımlanabilir. Bu özellik ayrıca çizilmeye ve aşınmaya karşı da direnç sağlamaktadır (Mansour ve ark., 2013). Test edilecek olan materyalin yüzeyine standart bir kuvvet veya ağırlık uygulanması sonucu girinti oluşturulur. Oluşan girintinin derinliği, alanı veya genişliği bir mikroskop altında ölçülür. Girinti boyutları daha sonra tablo halindeki sertlik değerleriyle ilişkilendirilir. Girintinin boyutları, penetrasyon direnci ile ters orantılı olarak değişmektedir. Daha yumuşak malzemeler için daha küçük yükler kullanılmaktadır (Power ve ark., 2019). Sertlik testleri, Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından geliştirilen dental materyaller için çok sayıda spesifikasyona ve Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) tarafından teşvik edilen standartlara dahil edilmiştir. Dental materyallerin sertliğini belirlemede en sık kullanılan testler Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knoop isimleriyle bilinmektedir. Test seçimi, ölçülen materyale göre belirlenmelidir (Anusavice ve ark., 2013).

2.6.2.1. Vickers Sertlik Ölçüm Yöntemi

Hem kırılğan materyaller hem de sertliği yüksek olan metaller (dental döküm altın alaşımların standart testi) için sertlik ölçümüne olanak sağladığından dental materyallerde ve diş dokusunda en sık tercih edilen yöntemdir. Prensip olarak Knoop ve Brinell testlerine benzerdir. Vickers testinde 136° kare tabanlı piramit şeklinde elmas bir uç kullanılır (Power ve ark., 2019). Materyalin test edilecek olan yüzeyine piramit şeklindeki elmas uç, belirli bir süre boyunca belirli bir yük uygulayarak kare şeklinde bir iz oluşturur. Oluşan piramit şeklindeki izin köşegenleri mikroskopla

(Poskus ve ark., 2004; Wang ve ark., 2003) ölçülür. Mikroskop üzerinde bulunan iki paralel çizgi, yüzeyde oluşan piramidin köşelerine denk gelecek şekilde düzenlenir. Mikroskopta sağ-sol ve alt-üst köşe noktalarının ölçümleri ayrı ayrı yapılır, cihaz tarafından elde edilen değerlerin ortalaması alınarak “Vickers yüzey sertlik değeri (VHN)” belirlenir (Callister ve Rethwisch, 2000; Phillips ve ark., 2013; Poskus ve ark., 2004). Elde edilen iz alanı küçüldükçe Vickers sertlik değeri artar. Vickers sertlik değerinin yüksekliği materyalin daha sert olduğunu gösterir (Callister ve Rethwisch, 2000; Phillips ve ark., 2013). Bu yöntemin en önemli avantajları elmas ucun zamanla deforme olmaması, tüm yumuşak ve sert yüzeylere tam olarak temas etmesi ve doğru ölçümler yapmasıdır (Anusavice ve ark., 2013; Dietschi ve ark., 2003; Yanıkoğlu ve ark., 2020).

2.6.3. Esneme Dayanımının Değerlendirilmesi

Esneme dayanımı sabit bir yük altında her iki uçtan desteklenen bir çubuğun veya bir alt destek çemberi boyunca desteklenen ince bir diskin dayanıklılık testidir. (Anusavice ve ark., 2013). Birçok materyalin eğilme özellikleri, kullanıma biçimleri nedeniyle çekme veya sıkıştırma özelliklerinden genellikle daha önemlidir.

2.6.3.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Testler

Kırılma olan materyallerin çeşitli uçlar arasında sabitlenerek statik yükleme altında dayanımının değerlendirilmesidir (Pröbster, 1992).

2.6.3.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Testler

İki eksenli kırılma dayanım testi, diş hekimliği pratiğinde kullanılan materyaller üzerinde yapılan araştırmalar için önemlidir (Thompson, 2000). Tek eksenli dayanım testlerine göre, iki eksenli dayanım testlerinde ölçülen kuvvet, materyalin kenar özelliklerinden etkilenmez. Restorasyonlar genellikle kullanımları esnasında çok eksenli kuvvetlere maruz kaldıklarından iki eksenli kırılma dayanım verileri materyallerin değerlendirilmesinde daha önemlidir (Hsueh ve Thompson, 2007; Ikejima ve ark., 2003; Thompson, 2000). İki eksenli kırılma dayanımının ölçülebilmesi için kullanılacak en iyi yöntem kenar kayıplarının oluşmasını önlediği için Üç Nokta Eğilme Testi'dir (Murillo-Gómez ve ark., 2019; Wagner ve Chu, 1996).

Akrilik rezinler uluslararası standartların esneme dayanımı (ISO 20795–1:2013) yönergelerine göre üç nokta eğilme testi kullanılarak değerlendirilir. İdeal olarak protez kaidesi, kalıcı deformasyon veya kırılma olmaksızın karmaşık çiğneme

kuvvetlerini taşıyabilecek yüksek bir esneme dayanımına sahip olmalıdır (Hassan ve ark., 2019).

Üç nokta veya dört nokta eğilme testinde, kiriş iki silindir üzerinde desteklenir ve kiriş tepesine bir konumda (üç nokta) veya iki konumda (dört nokta) bir yük uygulanır (Ferracane ve ark., 2019).

Üç nokta eğilme testinde ölçülen maksimum gerilime esneme dayanımı denir. Bu test sadece malzemenin dayanıklılığını değil, aynı zamanda eğilmede beklenen sapma miktarını da belirler. Üç nokta eğilme testine maruz kalan dikdörtgen kesitli bir çubukta eğilme dayanıklılığını hesaplamak için aşağıdaki denklem kullanılabilir. (Anusavice ve ark., 2013).

$$\text{Stress} = \frac{3 \times \text{Yük} \times \text{Uzunluk}}{2 \times \text{Genişlik} \times \text{Kalınlık}^2}$$

Gerilim değerlerinde standart birim genellikle megapaskaldır (MPa-birim alan başına kuvvet). Bu test, çekme, basma ve kesme gerilmelerinin aynı anda toplu bir ölçümüdür. Eğilme testinde genellikle ince numunelerde alt yüzey boyunca gelişen çekme gerilimi hakimdir. Yük uygulandığında numune eğilir. Düz bir çubuk numune için, ortaya çıkan gerinim, numunenin üst yüzeyinin (basınç gerinimi) uzunluğundaki bir azalma ve alt yüzeyin (çekme gerilimi) uzunluğundaki bir artış ile temsil edilir. Sonuç olarak, üst yüzeydeki gerilmeler sıkıştırıcı, alt yüzeydekiler ise çekmedir. Gerilimler, değişim bölgesinde hem gerilim hem de gerinim sıfır olacak şekilde numune içinde üst ve alt yüzeyler arasında yön değiştirir. Bu nötr yüzey boyut olarak değişmez ve nötr eksen olarak bilinir. Numunenin desteklenen uçlarının yakınında da kayma gerilimi oluşur, ancak kırılma sürecinde önemli bir rol oynamaz (Anusavice ve ark., 2013).

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Rüzgar İç ve Dış Ticaret Firma laboratuvarındaki ekipman ve cihazlarla gerçekleştirildi. Örnek sayısı belirlemek amacı ile etki büyüklüğünün hesaplanmasında G*Power paket programı (G*Power Ver. 3,0,10, Franz Faul, Universität Kiel, Almanya) kullanıldı. Kovaryans analizinde 0,30 d cohen değerindeki bir etki baz alındığında 0,05 tip I hata ile, %80 güç ile her bir çalışma grubu için en az 10 örneğin olma gerekliliği hesaplandı.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan protez kaide materyalleri tablo 3.1.'de gösterildi.

Tablo 3.1. Protez Kaide Materyalleri

Ticari İsim	Üretici Firma	Polimerizasyon Tipi	Örnek Sayısı
P1: Ivoclar Ivobase	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Prepolimerize Blok	50
P2: BİLKİM PMMA Blank	Bilkim Ltd.Co. İzmir, Türkiye	Prepolimerize Blok	50
H1: IQ-15	IMICRYL, Konya, Türkiye	Isı ile Polimerizasyon	50
H2: Meliodent Heat Cure	Kulzer, Berkshire, Almanya	Isı ile Polimerizasyon	50

Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için IQ-15 (Imicryl Ltd. Şti., Konya, Türkiye) ve Meliodent Heat Cure (Kulzer, Berkshire, Almanya) akrilik rezin materyalleri kullanıldı (Şekil 3.1.). Örneklerin standardizasyonu için 64 x 10 x 3,3 mm boyutlarında dikdörtgenler prizması şeklinde mum örnekler hazırlandı (Şekil 3.2.). Hazırlanan mum örnekleri standart pirinç mufla içerisinde sabitlemek amacı ile 100 g toz / 45 ml su oranında paris alçısı (ABS Alçı ve Blok San. A.Ş., Türkiye, Ankara) kullanıldı. Standart muflaların alt parçası alçı ile dolduruldu ve mumdan hazırlanan örneklerin üst yüzeyleri alçı ile aynı hizada olacak şekilde alçıya gömüldü (Şekil 3.3.). Alçının sertleşmesi için yaklaşık 45 dakika beklendikten sonra alçı yüzeyi ve mufla

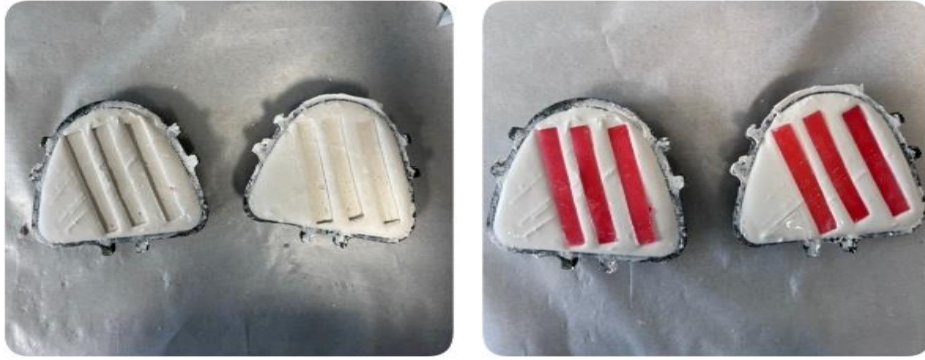
kenarları aljinat esaslı izolasyon maddesi (Imiseal Plaster Coating Solution, Imicryl Ltd. Şti., Konya, Türkiye) kullanılarak izole edildi (Şekil 3.4.). Standart muflanın üst parçası kapatılarak beyaz alçı ile dolduruldu. Kapatılan muflalar 45 dk süreyle hidrolik preste 2 atm basınç altında bekletildi (Şekil 3.5.). Kalıp muflalar mum atım işlemi için kaynar suda 10 dakika bekletildikten sonra açılarak erimiş mum atıkları sıcak su yardımıyla iyice temizlendi (Şekil 3.3.). Oluşan negatif boşlukların dışında kalan alçı yüzeyleri aljinat esaslı izolasyon maddesi ile izole edildi.



Şekil 3.1. Isı ile Polimerize Akrilik Rezinler



Şekil 3.2. Isı ile Polimerize Olan Deney Örneklerinin Hazırlanmasında Kullanılan Mum Örnekler



Şekil 3.3. Muflaya Alınan Mum Örnekler



Şekil 3.4. Alçı Yüzeyinde Kullanılan Aljinat Esaslı İzolasyon Maddesi



Şekil 3.5. Mum Atımı Öncesi Hazırlanan Mufların Hidrolik Preste Bekletilmesi

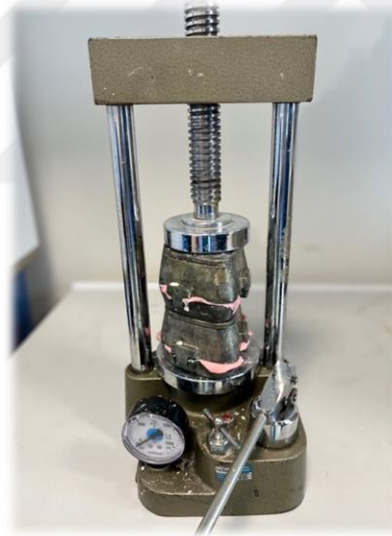
Çalışmada kullanılan ısı ile polimerize olan akrilik rezin kaide materyallerinden IQ-15 akrilik rezin (Imicryl Ltd. Şti., Konya, Türkiye) polimeri ile monomeri, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 24 g/10 ml oranında cam bardak içinde karıştırıldı. Likit içerisine akrilik tozu katılarak hazırlanan karışımın üzeri temiz bir cam ile örtülerek hamur kıvamına gelmesi beklendi. Hamur kıvamına ulaşan rezin, negatif boşluklar izolasyon maddesi ile izole edildikten sonra muflaya yerleştirildi ve 100 bar basınç altında preslenerek fazla olan akrilik materyal uzaklaştırıldı. Sonrasında 200 bar basınç altında 5 dk bekletildi. Preslenmeyi takiben muflalar polimerizasyon işlemi için brite alınarak soğuk su dolu ısıtma kaplarına yerleştirildi Su sıcaklığı 100 °C'ye ulaştıktan sonra 30 dk süresince kaynatma işlemi uygulandı. Bu şekilde tamamlanan polimerizasyon sonunda muflalar oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Soğuyan örnekler gerekli tesviye ve polisaj işlemleri uygulandı. Isı ile polimerize olan IQ-15 akrilik rezin materyalinden toplam 50 adet örnek hazırlandı (Grup:H1).

Çalışmada kullanılan ısı ile polimerize olan diğer akrilik rezin kaide materyali (Meliodent Heat Cure/Kulzer, Berkshire, Almanya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 23,4 mg toz / 10 ml likit oranında cam bardak içinde karıştırıldı. Hamur kıvamına gelen rezin negatif boşluklar izolasyon maddesi ile izole edildikten sonra muflaya yerleştirildi ve 100 bar basınç altında preslenerek fazla olan akrilik materyal uzaklaştırıldı (Şekil 3.6.). Sonrasında 200 bar basınç altında 5 dk bekletildi (Şekil 3.7.). Muflalar brite alınarak sabitlendikten sonra soğuk suya yerleştirilip kaynatılmaya

birakıldı. Sıcaklık 100°C'ye ulaştığında 30 dk kaynatıldı. Polimerizasyonun tamamlanmasını takiben muflalar oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Soğuyan örneklerle gerekli tesviye ve polisaj işlemleri uygulandı. Isı ile polimerize olan Meliodent Heat Cure akrilik rezin materyalinden bu şekilde toplam 50 adet örnek hazırlandı (Grup:H2).



Şekil 3.6. Hamur Kıvamına Gelen Rezinin Negatif Boşluklara Yerleştirilmesi



Şekil 3.7. Hazırlanan Muflaların Hidrolik Preste Bekletilmesi

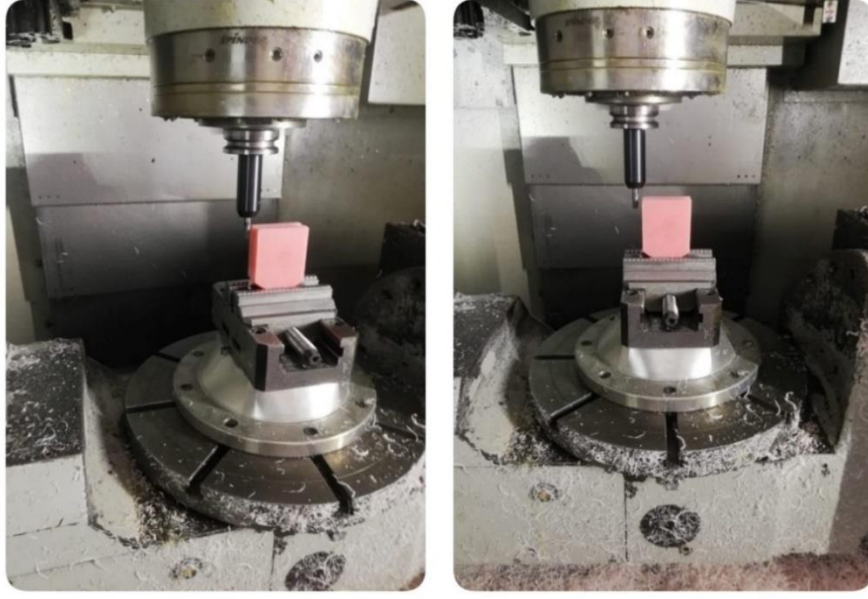
Prepolimerize PMMA bloklarından (Ivoclar Ivobase, Bilkim PMMA Blank) (Şekil 3.8.) 64 x 10 x 3,3 mm boyutlarında standart örnekler elde edebilmek amacıyla Trens SN50C / 1000 Universal Hafif Tip Torna cihazı kullanıldı. Bu cihaz ile silindirik formdaki bloklar öncelikle köşeli forma dönüştürüldü (Şekil 3.8). Cihaza ait 2 mm'lik sert metal uçlar kullanılarak akrilik rezin bloklar yatay ve dikey yönde aşındırılarak istenilen boyuta ulaşıldı. Elde edilen örneklerin yüzeylerini standardize etmek amacı

ile 600 gren kalınlığında zımpara ile su altında aşındırma yapıldı (Norton, Saint-Gobain Abrasivos, Sao Paulo, Brezilya). Toplamda her firmaya ait prepolimerize akrilik rezin bloklardan 50 adet örnek elde edildi (Grup: P1: Ivoclar Ivobase, Grup: P2: Bilkim PMMA Blank). Polisaj ve cila işlemleri yapıldı.

Tüm örneklerin son boyutları dijital kumpas (Digimatic Caliper; Mitutoyo, Tokyo, Japonya) ile kontrol edildi. İstenilen boyuta uymayan örnekler tespit edilip tekrar hazırlandı (Şekil 3.10). Hazırlanan tüm örnekler $37\pm2^{\circ}\text{C}$ distile su içinde bekletildi (Şekil 3.11.).



Şekil 3.8. Prepolimerize Akrilik Rezin Bloklar



Şekil 3.9. Akrilik Rezin Blokların Kesilme İşlemi



Şekil 3.10. Elde Edilen Örnek Kalınlıklarının Dijital Kumpas ile Kontrol Edilmesi



Şekil 3.11. Elde Edilen Örneklerin Çalışma Grupları

3.2. Temizleme Ajanlarının Uygulanması

Elde edilen örneklere uygulanacak temizleme ajanına göre her kaide materyali grubu rastgele beş farklı alt gruba ayrıldı. Uygulanan temizleme ajanları Tablo 3.2.'de gösterildi.

Tablo 3.2. Protez Temizleme Ajanları ve Uygulama Şekilleri

TEMİZLEME AJANI	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA	UYGULAMA ŞEKLİ
D1: Kontrol	37±2 ° C distile su		
D2: Corega Tabs	Potasyum monopersülfat; sodyum bikarbonat; sodyum lauril sülfasetat; sodyum perborat monohidrat; sodyum polifosfat	Stafford Miller, Waterford, İrlanda	15 dk daldırma
D3: Protefix	Sodyum bikarbonat, potasyum karoat, sodyum perborat, sitrik asit, sodyum lauril sülfat, aroma	Helago-Pharma GmbH Erfstadt, Almanya	15 dk daldırma
D4: Nötr EAS	Klor	Proxilyt; Üçe Medikal, Ankara, Türkiye	1 dk daldırma
D5: Asidik EAS	Klor	Proxilyt; Üçe Medikal, Ankara, Türkiye	1 dk daldırma

Kontrol grubundaki örneklere herhangi bir temizleme ajanı uygulanmadan 37±2°C distile su içinde bekletildi.

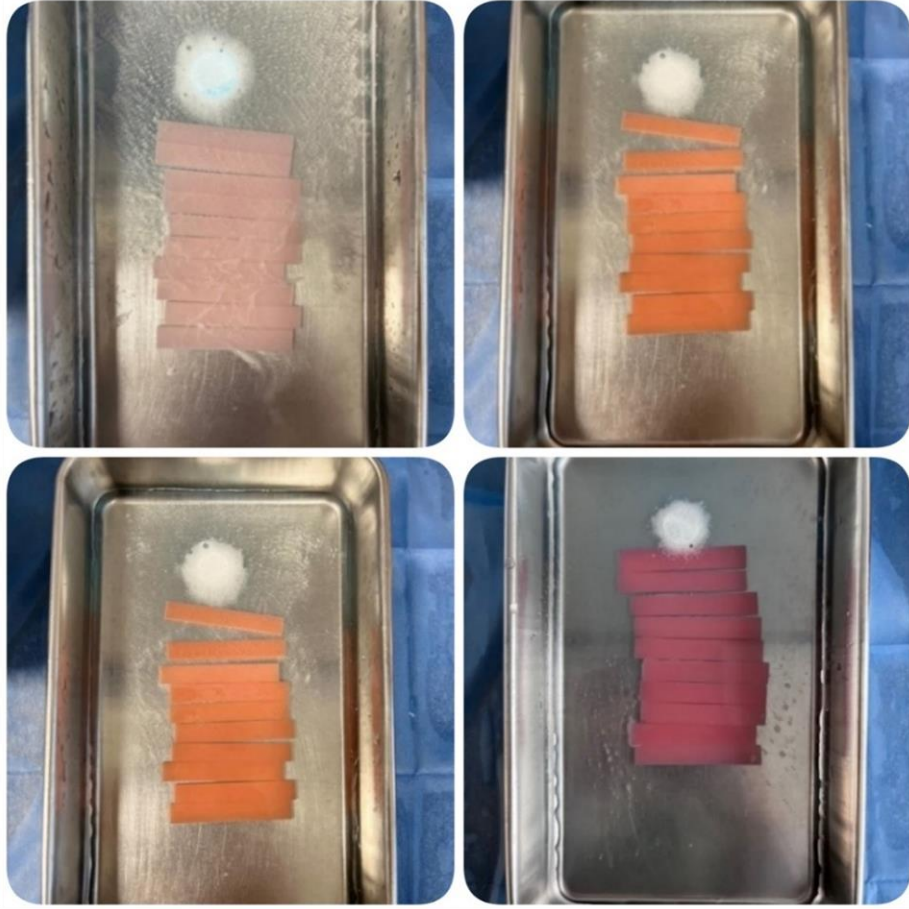
D2 grubundaki örnekler için alkali peroksit içerikli solüsyon (Corega Tabs ve su) kullanıldı. Kullanıcı talimatları doğrultusunda 200 ml yaklaşık 35°C su içerisine bir adet Corega Tabs temizleyici tablet atıldı. Tüm örneklerin ve örnek yüzeylerinin su içerisinde olmasına dikkat edildi. 15 dk daldırma yöntemi uygulandı (Şekil 3.12.). Her 15 dakikalık sürenin sonunda örnekler akan su altında yıkandı ve kâğıt havlu ile kurutuldu.

D3 grubundaki örnekler için sodyum perborat içerikli solüsyon (Protefix aktif temizleyici tablet ve su) kullanıldı. Kullanıcı talimatları doğrultusunda 200 ml yaklaşık 35°C su içerisine bir adet Protefix aktif temizleyici tablet atıldı. Gruplara ait tüm örneklerin ve örnek yüzeylerinin su içerisinde olmasına dikkat edildi. 15 dk daldırma yöntemi uygulandı (Şekil 3.12.). Her 15 dakikalık sürenin sonunda örnekler akan su altında yıkandı ve kâğıt havlu ile kurutuldu.

D4 grubundaki örneklere elektrolize asit suyunun nötral (zayıf, pH:5-6) formu ile temizleme işlemi yapıldı. Küvet içerisine örneklerin üzerini geçecek kadar nötral formdaki temizleme ajanı ilave edildi. Bir dakikalık bekleme süresinin ardından örnekler akan su altında yıkandı ve kâğıt havlu ile kurutuldu.

D5 grubundaki örneklere elektrolize asit suyunun asidik (güçlü, pH:2-2.5) formu ile temizleme işlemi yapıldı (Şekil 3.13.). Küvet içerisine örneklerin üzerini geçecek kadar asidik formdaki temizleme ajanı ilave edildi. Bir dakikalık bekleme süresinin ardından örnekler akan su altında yıkandı ve kâğıt havlu ile kurutuldu. Her grupta daldırma işlemi üç aylık hasta kullanım sürecini taklit etmek amacıyla 90 kez tekrarlandı.

Tüm periyotlar tamamlandıktan sonra örnekler $37\pm2^{\circ}\text{C}$ distile su içinde bekletildi.



Şekil 3.12. Efervesan Tablet Formundaki Ajanların Kullanımı



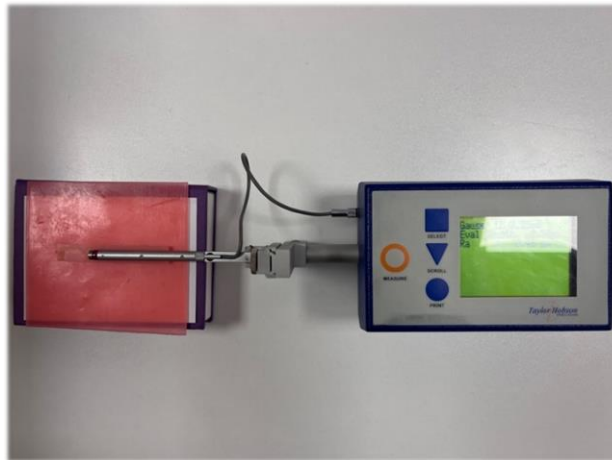
Şekil 3.13. Asidik ve Nötral pH Değerlerine Sahip Elektrolize Asitli Su

3.3. Yüzey ve Mekanik Özelliklerin İncelenmesi

3.3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirilmesi

Çalışmada yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümleri mekanik profilometre cihazı (Surtronic 25, Taylor Hobson Leicester, Britanya) kullanılarak yapıldı.

Ölçüm yapılmadan önce cihaz kalibre edildi. Çalışmada ölçüm uzunluğu 2,5 mm olarak ayarlandı. Buna göre cut off değeri ise 0,25 mm olarak belirlendi. Örnek cihaza göre konumlandırıldıktan sonra pembe mum yardımıyla sabitlenip ölçümlere başlandı. Örnek yüzeylerinin merkezinden farklı üç noktadan pürüzlülük ölçümü yapılarak elde edilen değerlerin (Ra) aritmetik ortalamaları alındı ve yüzey pürüzlülük (Ra) değerleri hesaplandı (Şekil 3.14.).



Şekil 3.14. Profilometre cihazı ve ölçüm yöntemi

3.3.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Yüzey topografisi incelenmek üzere her gruptan ilave bir örnek hazırlandı. SEM incelemeleri yapılacak akrilik örnekler iletken yapıda olmadığı için Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkezi Araştırma Labotuarı'nda altın kaplama cihazında (SC7620, Quorum Tecchnologies, Newhaven, İngiltere) kaplandı. Altın kaplanan örnekler, taramalı elektron mikroskobu (JSM-6610, Jeol, Peabody, ABD) altında incelendi (Şekil 3.15.). Görüntüler 20 kV 'da $\times 2000$, $\times 200$ büyütmede değerlendirildi.



Şekil 3.15. Altın kaplama cihazı, SEM cihazı

3.3.3 Yüzey Sertliğinin Değerlendirilmesi

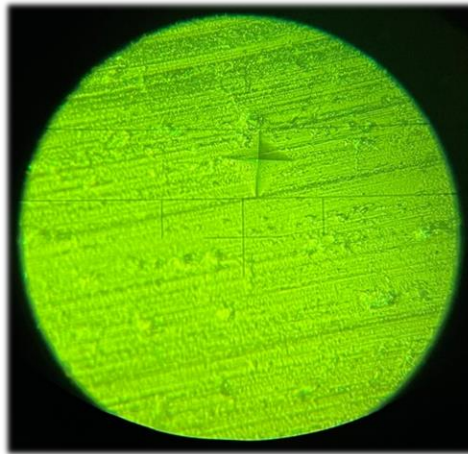
Yüzey sertliğinin belirlenmesinde Vickers Sertlik Test Cihazı (TMTeck HV, Beijing, Çin) kullanıldı (Şekil 3.16.). Örnekler, cihaza yerleştirilerek öncelikle cihazın mikroskop görüntüsü aktif hale getirildi ve örnek üzerinde sertlik ölçücü ucun penetre olacağı yüzeyin net görüntüsü elde edildi. Daha sonra sertlik ölçme ucu aktive edilerek örnek yüzeyine uygulayacağı kuvvet 30 sn süreyle 25 gf (0,245 Newton) olarak

ayarlandı. Cihazın dijital göstergesinden tüm ayarlamalar yapıldıktan sonra ölçüm işlemine geçildi.

Örnek içerisine 30 sn süreyle penetre olan uç cihaz tarafından yukarı çekildiğinde yüzeyde oluşan izin geri dönüşümüne izin vermeden oluşan diagonal şeklin köşegenleri manuel olarak mikroskopla bakılarak işaretlendi (Şekil 3.17.). İşaretlenen yatay (D1) ve dikey (D2) uzunluklar cihaz üzerinde okundu ve not alındı. Her bir deney örneğinin üç noktasından ölçüm yapıldı. Her örnek için elde edilen D1 ve D2 uzunlukları cihaza girilerek yüzey sertliği verileri hesaplandı. Örneklerle ait hesaplanan üç değerin aritmetik ortalaması alınarak her bir örnek için yüzey sertliği değerleri bulundu.



Şekil 3.16. Yüzey Sertlik Testi Cihazı



Şekil 3.17. Yüzeyde Oluşturulan Çentiğin Görüntüsü

3.3.4. Esneme Dayanımının Değerlendirilmesi

Üç nokta eğilme testi Instron Universal Test Cihazı (Instron, 3344, Metalinspec, Canton, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.18).

Üç nokta eğilme testi için 64 x 10 x 3,3 mm boyutlarındaki örnekler ISO spesifikasyonlarına uygun olarak hazırlandı (ISO 20795-1:2013). Cihazın kırma hızı 5 mm/dk olarak ayarlandı. Örnekler birbirinden 50 mm uzaklıkta bulunan ve birbirine paralel olan destekler üzerine yerleştirildi ve kırılma olana kadar kuvvet uygulandı (Şekil 3.18.). Her bir örneğin kırılması için gerekli maksimum kuvvet (N) ve örneğin esneme derecesi (mm) cihazın bilgisayar sistemine otomatik olarak kaydedildi. Elde edilen kuvvet (N) değerini MPa'a çevirmek için ve aşağıdaki formül kullanıldı (ISO 1567:1999).

3.F.l

$$ES = \frac{3.F.l}{2.b.h^2}$$

2.b.h²

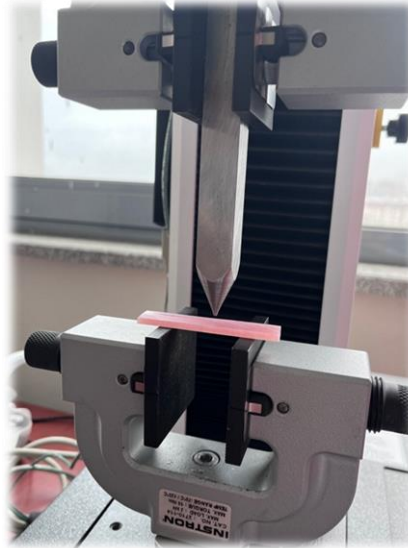
ES = Esneme dayanımı (N/mm²=MPa)

F= Kırılma anındaki yük (N)

l= Örnek yerleştirilen destekler arası mesafe (mm)

b = Örnek genişliği (mm)

h = Örnek kalınlığı (mm)



Şekil 3.18. Üç Nokta Eğilme Testi

3.4. İstatiksel Analiz

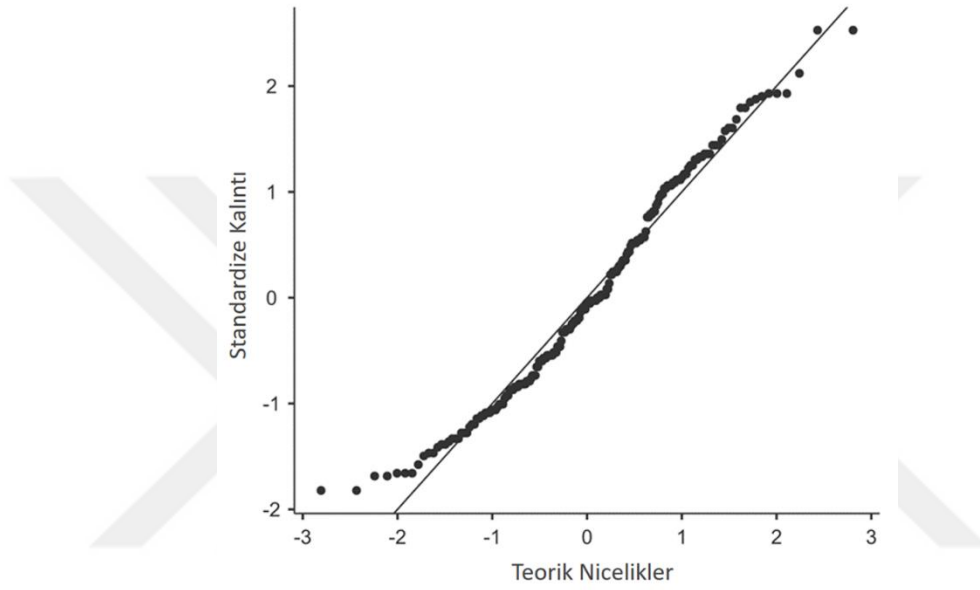
İstatiksel analiz için Jamovi 2,2,5 istatistik programı kullanıldı. Karşılaştırmalardaki normal dağılım Kolmogorov-Smirnov testi ve Q-Q grafiği ile değerlendirildi. Yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve esneme dayanımı bağımlı değişkenlerinde normal dağılım gözlemlendi. Normal dağılımdan dolayı, değişkenler arası ilişkinin ölçülmesinde Kovaryans analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırma için ise Tukey post-hoc testi uygulandı. İstatistik için anlamlılık derecesi $p<0,05$ 'e ayarlandı.



4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin İncelenmesi

Q-Q grafiği incelendiğinde yüzey pürüzlülüğü verilerinin düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiği görüldü (Şekil 4.1.). Ayrıca Kolmogorov-Smirnov testinde anlamlılık düzeyi 0,254 bulundu. Bu veriler ışığında yüzey pürüzlülüğü verilerinin dağılımı normal olarak kabul edildi.



Şekil 4.1. Yüzey pürüzlülüğü verilerinin olasılık dağılımını gösteren Q-Q grafiği

Tablo 4.1. Yüzey pürüzlülüğü için kovaryans analizi sonuçları

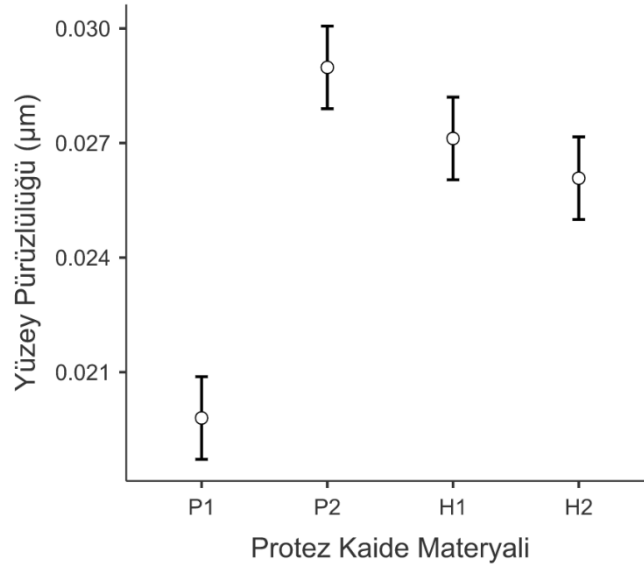
	Kareler	df	Ortalama kare	F	p-değeri
	Toplamı				
Protez Kaide Materyali	0,0024	3	0,0008	52,72	< .001
Protez Temizleme Ajanı	0,0015	4	0,0004	24,74	< .001
Protez Kaide Materyali X Protez Temizleme Ajanı	0,0002	12	0	1,35	0,19
Rezidüel	0,0027	180	0		

Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan Kovaryans analizi sonucunda protez kaide materyali ve temizleme ajanı bağımlı değişkenlerinin kendi içerisinde yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı farklılık oluşturduğu ($p<0,001$), protez kaide materyali ile temizleme ajanı etkileşiminin ise anlamlı bir fark oluşturmadığı ($p=0,19$) belirlendi (Tablo 4.1.).

Tablo 4.2. Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması

Materyal		Materyal	Ortalamalar arası fark	Standart Hata	df	t	p-değeri
P1	-	P2	-0,0092	0,0008	180	-11,83	<,001
P1	-	H1	-0,0073	0,0008	180	-9,43	<,001
P1	-	H2	-0,0063	0,0008	180	-8,09	<,001
P2	-	H1	0,0019	0,0008	180	2,39	0,081
P2	-	H2	0,0029	0,0008	180	3,73	0,001
H1	-	H2	0,001	0,0008	180	1,34	0,53

Protez temizleme ajanından bağımsız olarak prepolimerize P1 grubundaki örnekler diğer kaide materyallerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük yüzey pürüzlülük değeri gösterdi ($p<0,001$). Ayrıca ısı ile polimerize H2 grubundaki örnekler prepolimerize P2 grubundaki örneklerden anlamlı miktarda daha düşük yüzey pürüzlülüğü değeri gösterirken ($p=0,001$) diğer materyaller arasında anlamlı bir farklılık elde edilmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.2.) (Şekil 4.2.).



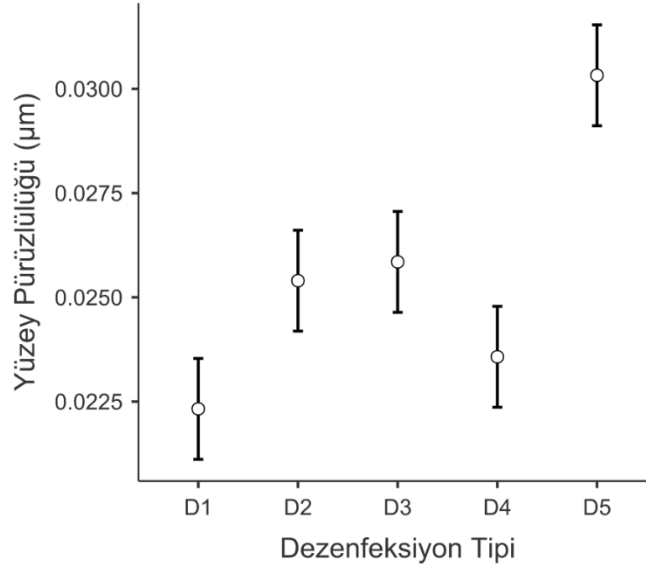
Şekil 4.2. Protez temizleme ajanlarından bağımsız olarak, materyallerin yüzey pürüzlülük (µm) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

Tablo 4.3. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, protez temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülük verilerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması

Protez		Protez	Ortalamalar	Standart	df	t	p-
Temizleme		Temizleme	arası fark	Hata			değeri
Ajanı		Ajanı					
D1	-	D2	-0,0031	0,0009	180	-3,54	0,004
D1	-	D3	-0,0035	0,0009	180	-4,06	<,001
D1	-	D4	-0,0013	0,0009	180	-1,44	0,60
D1	-	D5	-0,008	0,0009	180	-9,22	<,001
D2	-	D3	-0,0004	0,0009	180	-0,51	0,98
D2	-	D4	0,0018	0,0009	180	2,10	0,22
D2	-	D5	-0,0049	0,0009	180	-5,68	<,001
D3	-	D4	0,0023	0,0009	180	2,62	0,07
D3	-	D5	-0,0045	0,0009	180	-5,16	<,001
D4	-	D5	-0,0068	0,0009	180	-7,78	<,001

Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, protez temizleme ajanı uygulanmayan gruplarda (D1); D2, D3 ve D5 temizleme işlemine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edildi ($p<0,05$). En yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri D5 temizleme ajanı uygulanan gruplarda elde edildi

($p < 0,05$). Fakat diğer karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmedi ($p > 0,05$) (Tablo 4.3.) (Şekil 4.3.).



Şekil 4.3. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, protez temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülüğü (µm) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

Tablo 4.4. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre yüzey pürüzlülüğü verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması

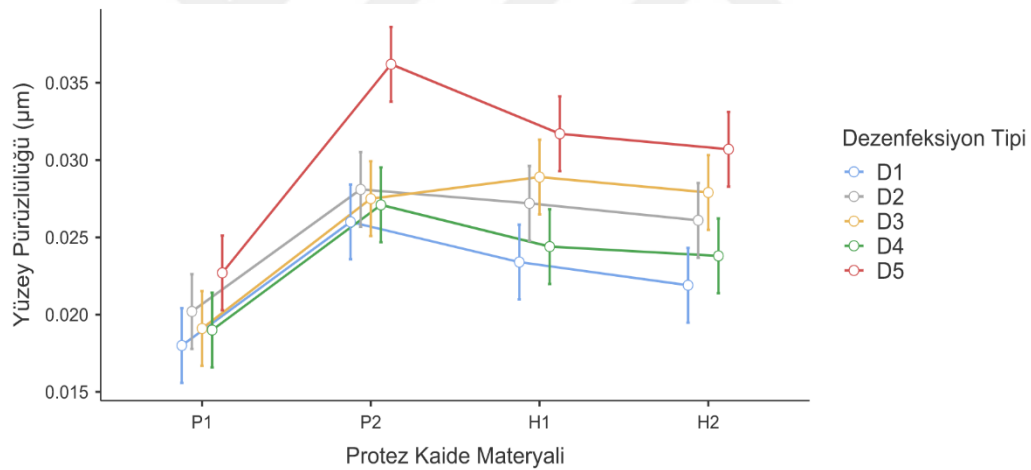
Protez Temizleme Ajanları					
Materyal	D1	D2	D3	D4	D5
P1	0,018 ± 0,003 ^{A,a}	0,020 ± 0,003 ^{A,b}	0,019 ± 0,003 ^{A,b}	0,019 ± 0,003 ^{A,a}	0,022 ± 0,003 ^{A,b}
P2	0,026 ± 0,004 ^{A,b}	0,028 ± 0,003 ^{A,a}	0,027 ± 0,004 ^{A,a}	0,027 ± 0,004 ^{A,b}	0,036 ± 0,005 ^{B,a}
H1	0,023 ± 0,004 ^{A,ab}	0,027 ± 0,003 ^{AB,a}	0,028 ± 0,004 ^{AB,a}	0,024 ± 0,004 ^{A,ab}	0,031 ± 0,005 ^{B,a}
H2	0,021 ± 0,004 ^{A,ab}	0,026 ± 0,004 ^{AB,a}	0,027 ± 0,004 ^{AB,a}	0,023 ± 0,004 ^{A,ab}	0,030 ± 0,005 ^{B,a}

Farklı büyük harfler satır içi, farklı küçük harfler ise sütun içi anlamlı farklılığı göstermektedir ($p < 0,05$)

Prepolimerize P1 grubundaki örneklerle uygulanan temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülüğü değerlerini anlamlı olarak etkilemediği görüldü ($p > 0,05$). Prepolimerize P2 grubunda ise D5 temizleme ajanı uygulanan örnekler diğerlerine göre anlamlı miktarda daha yüksek yüzey pürüzlülük değeri gösterdi ($p < 0,05$). Isı ile

polimerize H1 ve H2 gruplarında D5 temizleme ajanı uygulanan örnekler D1 ve D4 uygulananlara kıyasla anlamlı miktarda daha yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterirken ($p<0,05$), diğerleri arasında anlamlı bir fark oluşmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.4.) (Şekil 4.4.).

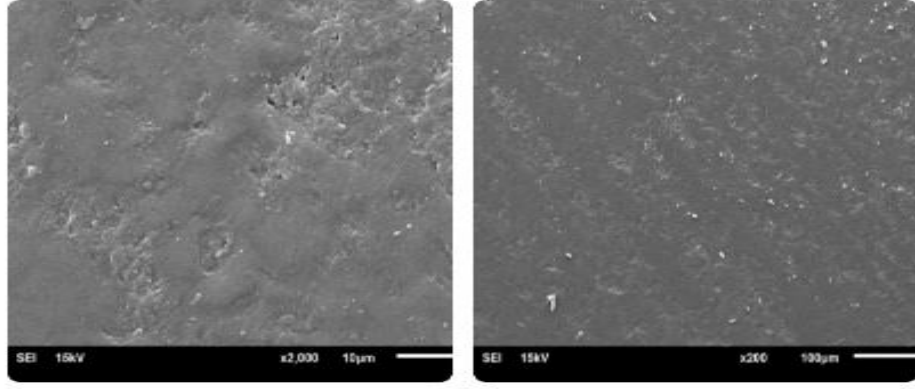
Temizleme ajanı uygulanmayan gruplar arasında prepolimerize P1 grubundaki örnekler P2'den anlamlı miktarda daha düşük yüzey pürüzlülüğü gösterirken ($p<0,05$), diğerleri arasında anlamlı bir fark elde edilemedi ($p>0,05$). D2 ve D3 temizleme ajanlarında, prepolimerize P1 grubundaki örnekler diğer gruplardan anlamlı miktarda düşük yüzey pürüzlülüğü gösterdi ($p<0,05$). D4 temizleme ajanında prepolimerize P1 grubu P2'den anlamlı miktarda daha düşük yüzey pürüzlülüğü gösterirken ($p<0,05$), diğerleri arasında anlamlı bir fark elde edilemedi ($p>0,05$). D5 temizleme ajanı prepolimerize P1 grubu diğerlerine göre anlamlı miktarda daha düşük yüzey pürüzlülüğü gösterirken ($p<0,05$), diğerleri arasında anlamlı bir fark elde edilemedi ($p>0,05$) (Tablo 4.4.) (Şekil 4.4.).



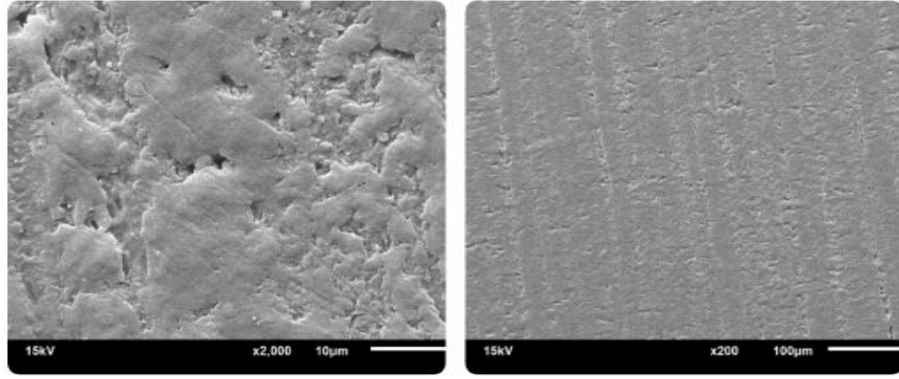
Şekil 4.4. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre yüzey pürüzlülük (µm) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri

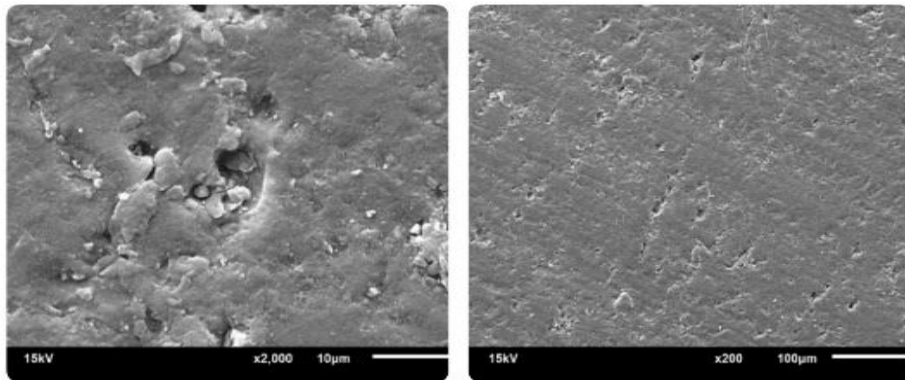
Yapılan protez temizleme işlemleri sonucunda her bir grup için elde edilen SEM görüntülerinin farklı yüzey topografisi gösterdiği gözlemlendi.



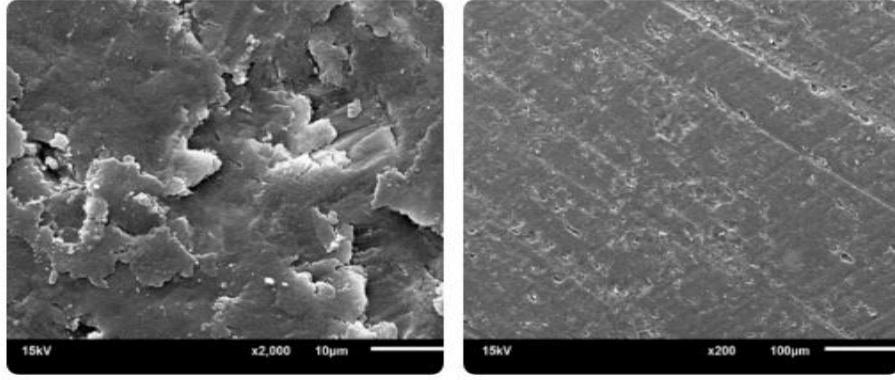
Şekil 4.5. P1 materyalinin kontrol grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



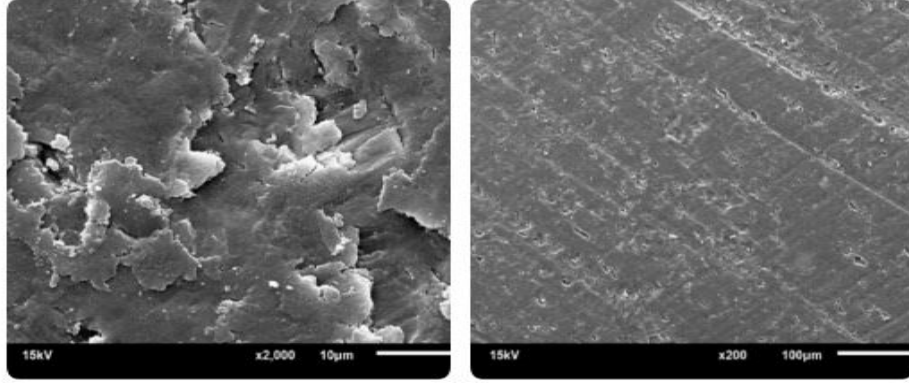
Şekil 4.6. P1D2 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



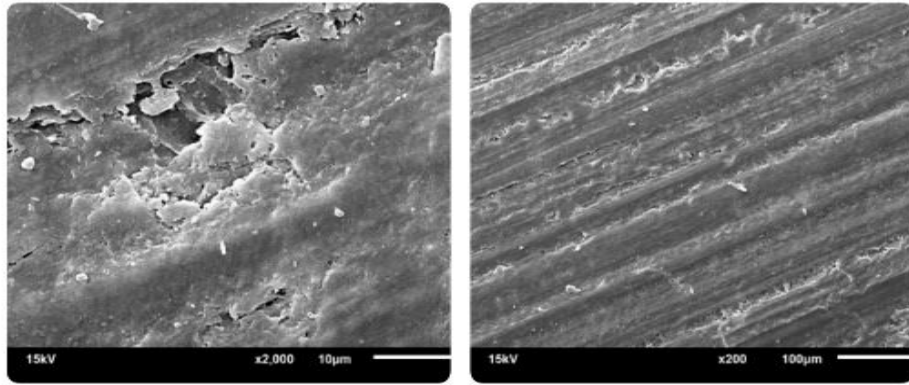
Şekil 4.7. P1D3 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



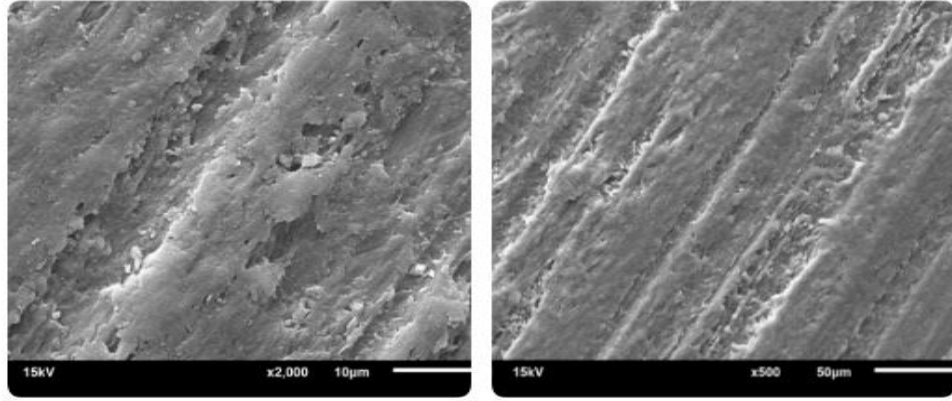
Şekil 4.8. P1D4 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



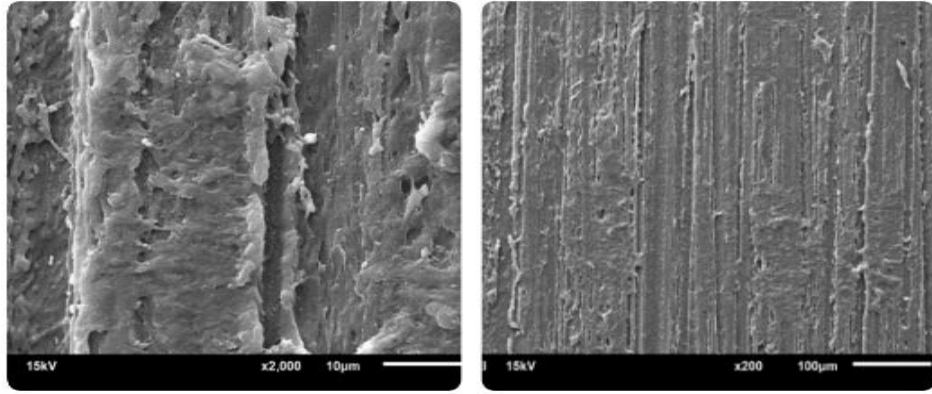
Şekil 4.9. P1D5 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



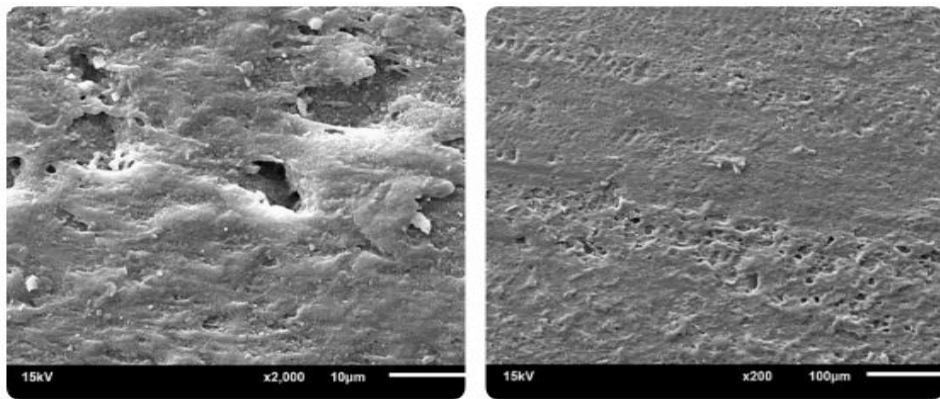
Şekil 4.10. P2 materyalinin kontrol grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



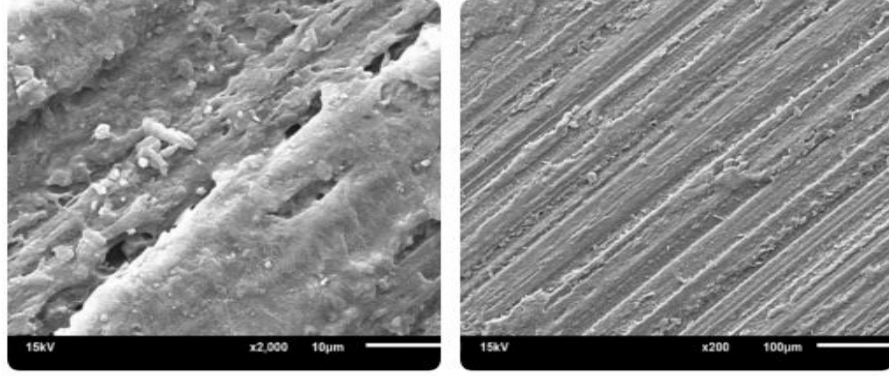
Şekil 4.11. P2D2 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



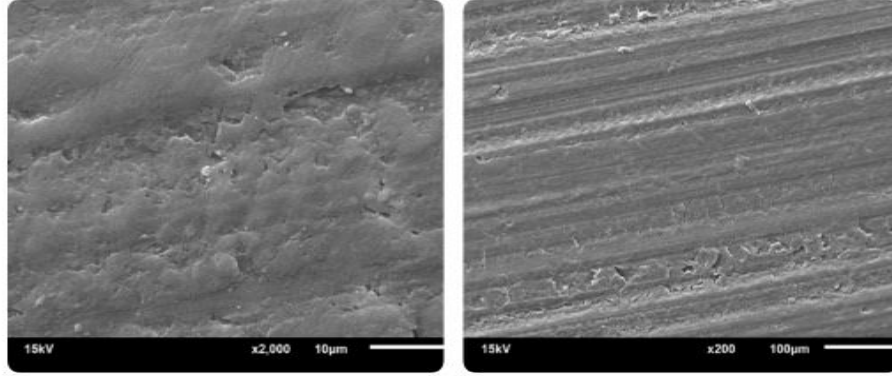
Şekil 4.12. P2D3 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



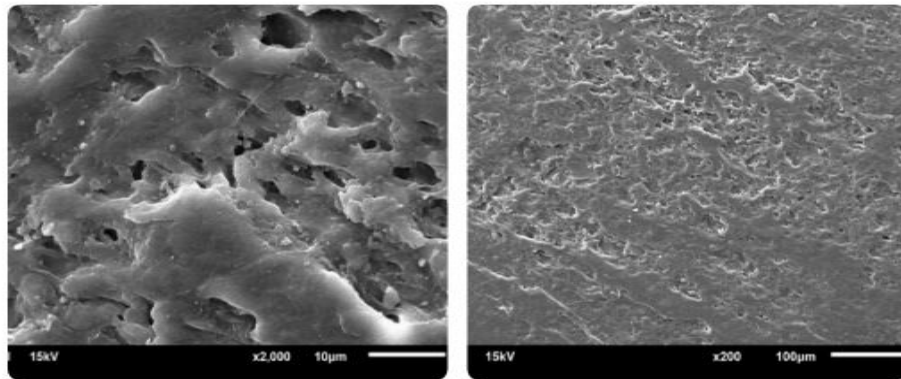
Şekil 4.13. P2D4 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



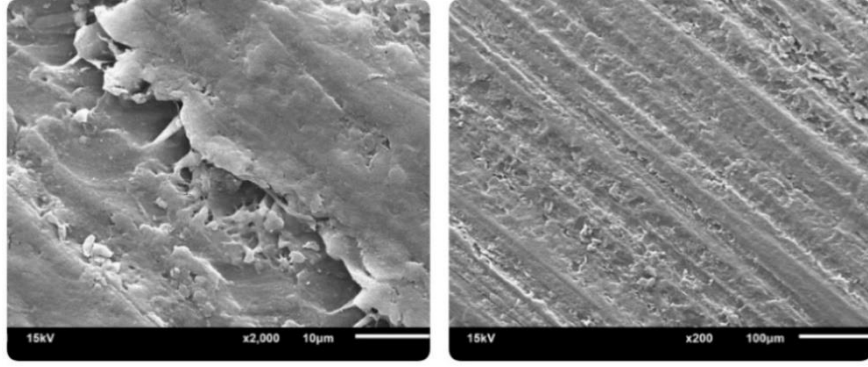
Şekil 4.14. P2D5 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



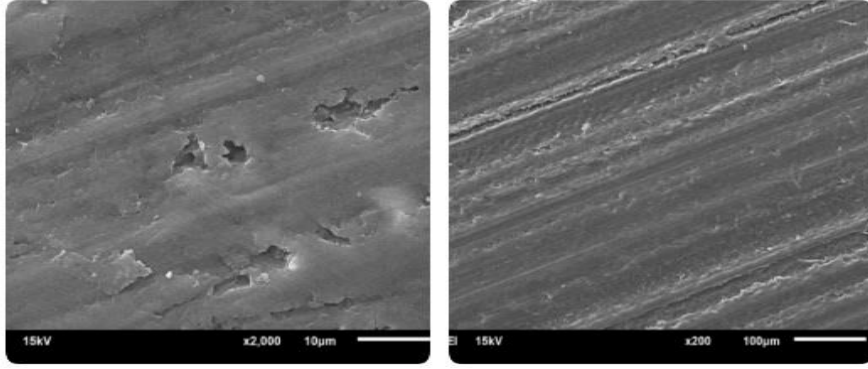
Şekil 4.15. H1 materyalinin kontrol grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



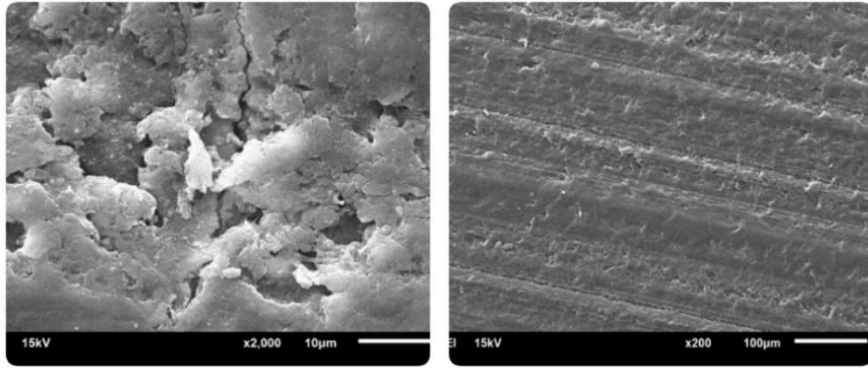
Şekil 4.16. H1D2 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



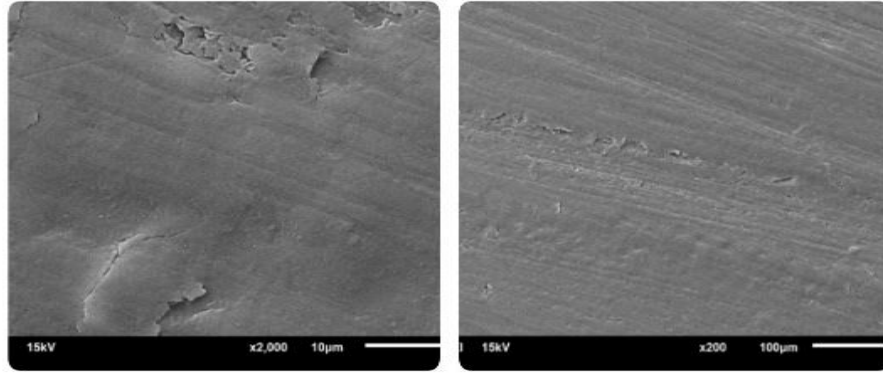
Şekil 4.17. H1D3 grubuna ait SEM görüntüleri (×2000, ×200)



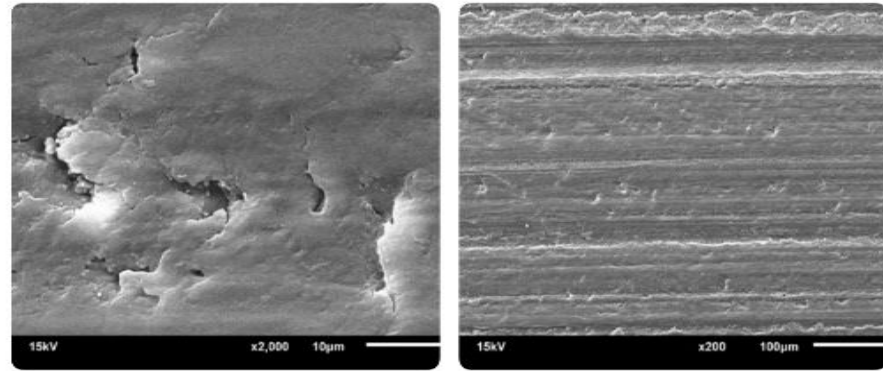
Şekil 4.18. H1D4 grubuna ait SEM görüntüleri (×2000, ×200)



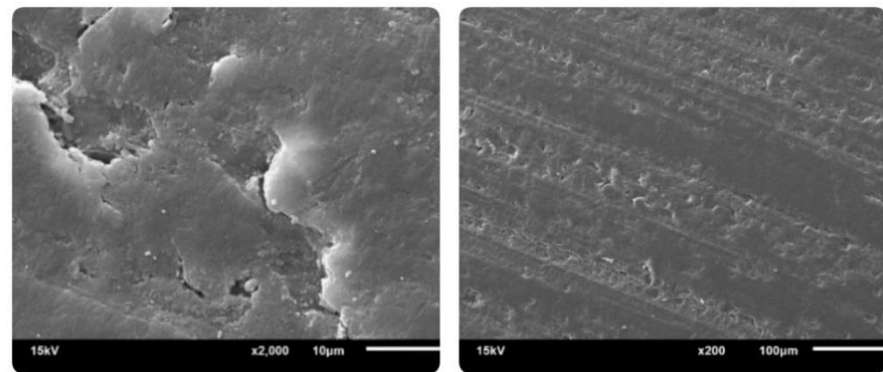
Şekil 4.19. H1D5 grubuna ait SEM görüntüleri (×2000, ×200)



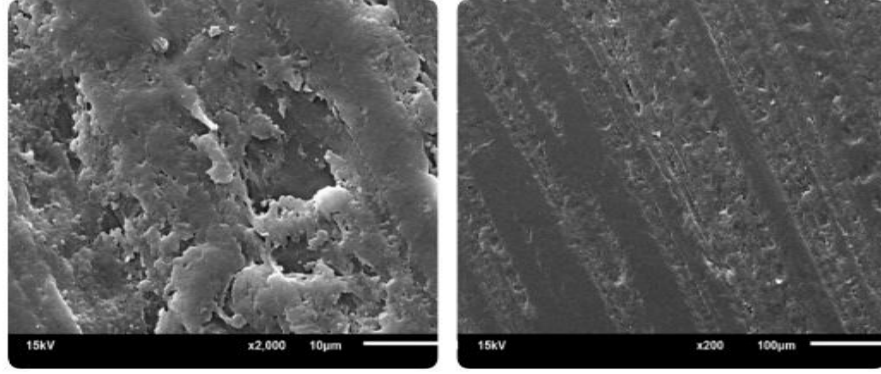
Şekil 4.20. H2 materyalinin kontrol grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



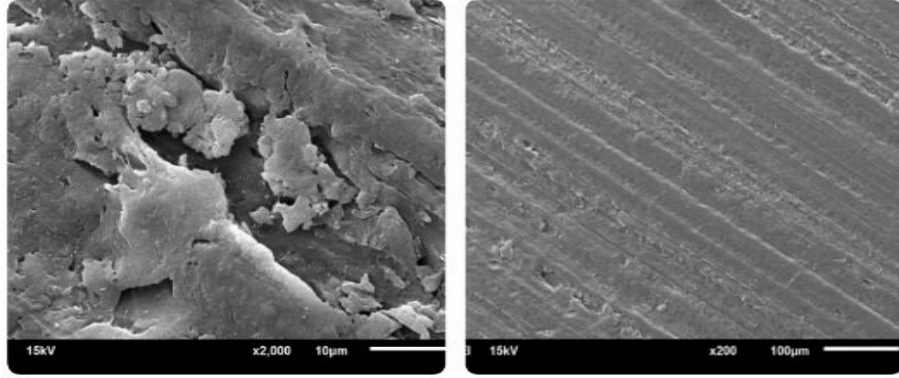
Şekil 4.21. H2D2 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



Şekil 4.22. H2D3 grubuna ait SEM görüntüleri ($\times 2000$, $\times 200$)



Şekil 4.23. H2D4 grubuna ait SEM görüntüleri (×2000, ×200)



Şekil 4.24. H2D5 grubuna ait SEM görüntüleri (×2000, ×200)

Her bir üretici firmanın kontrol grubuna ait örneklerin yüzeyinde tesviye sırasında oluşan yatay ve dikey çizgilenmeler net bir şekilde izlenmesine rağmen temizleme işlemi uygulanan gruplara kıyasla daha homojen bir görüntü gözlemlendi (Şekil 4.5.- 4.10.- 4.15.- 4.20). Temizleme ajanı uygulanmayan kaide materyalleri arasında en düzgün ve homojen yüzey görüntüleri prepolimerize P1 materyaline ait örnekte elde edilirken (Şekil 4.5.) prepolimerize P2 materyalinin örnek görüntüsünde farklı olarak yüzeydeki frez çizgilerinin daha net bir şekilde izlendiği belirlendi (Şekil 4.10.).

Prepolimerize P1 materyaline uygulanan temizleme ajanları sonrası elde edilen görüntülerde kontrol grubu ile D4 temizleme ajanı uygulanan örneklerde benzer yüzey özellikleri olduğu görülürken (Şekil 4.5.- 4.8.), D2 ve D3 temizleme ajanı uygulanan örnek yüzeylerinde daha geniş porlar oluştuğu görüldü (Şekil 4.6.- 4.7.). D5 temizleme

ajanı uygulanan örnek yüzeyinde ise yaygın, homojen olmayan düzensizlikler saptandı (Şekil 4.9.).

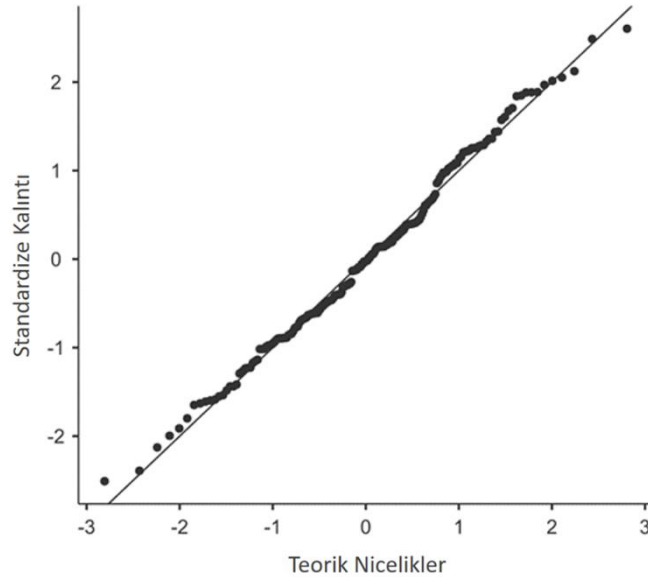
Prepolimerize P2 materyaline uygulanan D5 temizleme ajanından alınan görüntülerde kontrol grubuna göre düzensizliklerin arttığı görülürken (Şekil 4.11.- 4.12- 4.13.), freze işlemi sırasında oluşan yatay ve dikey çizgilerin korunduğu görüldü (Şekil 4.14.).

Isı ile polimerize H1 materyaline ait örnek yüzeyinde kontrol ve D4 temizleme ajanı uygulanan örneklerle ait görüntülerin benzer homojenitede olduğu görülürken (Şekil 4.15.- 4.18.), D5 temizleme ajanı uygulananlarda düzensizliklerin arttığı, D2 ve D3 grubunda ise küçük porların oluştuğu görüldü (Şekil 4.16- 4.17-4.19).

Isı ile polimerize H2 materyaline ait D5 grubuna ait örnek görüntüsünün kontrol grubuna göre yüzeyinin düzensizliğinin arttığı net bir şekilde izlendi (Şekil 4.20.- 4.21.- 4.22.- 4.23.- 4.24.).

4.3. Yüzey Sertliği Değerlerinin İncelenmesi

Yüzey sertliği değerlerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği incelendiğinde, verilerin düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiği görüldü (Şekil 4.25.). Ayrıca Kolmogorov-Smirnov testinde anlamlılık düzeyi 0,717 bulundu. Bu veriler ışığında yüzey sertliği verilerinin dağılımını normal olarak kabul edildi.



Şekil 4.25. Yüzey sertliği verilerinin olasılık dağılımını gösteren Q-Q grafiği

Tablo 4.5. Yüzey sertliği için kovaryans analizi sonuçları

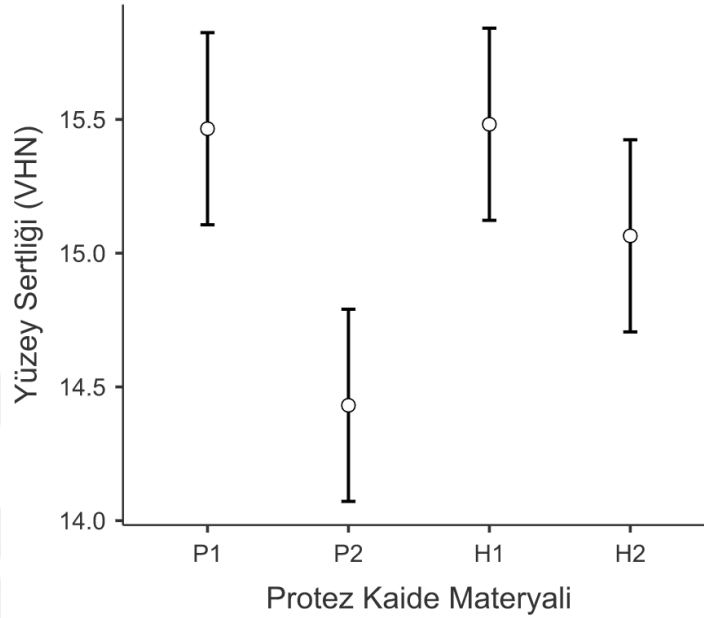
	Kareler Toplamı	df	Ortalama kare	F	p -değeri
Protez Kaide Materyali	36,37	3	12,12	7,31	< ,001
Protez Temizleme Ajanı	33,81	4	8,45	5,10	< ,001
Protez Kaide Materyali X Protez Temizleme Ajanı	31,46	12	2,62	1,58	0,10
Rezidüel	298,23	180	1,65		

Yüzey sertliği ölçümlerinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan Kovaryans analizi sonucunda protez kaide materyali ve protez temizleme ajanı bağımlı değişkenlerinin kendi içerisinde anlamlı fark oluşturduğu ($p < 0,001$), protez kaide materyali ile temizleme ajanı etkileşiminin ise anlamlı bir fark oluşturmadığı ($p = 0,10$) belirlendi (Tablo 4.5).

Tablo 4.6. Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, protez kaide materyallerinin yüzey sertliği verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması

Materyal		Materyal	Ortalamalar arası fark	Standart Hata	df	t	<i>p</i> -değeri
P1	-	P2	1,03	0,25	180	4,01	< .001
P1	-	H1	-0,01	0,25	180	-0,06	1,00
P1	-	H2	0,40	0,25	180	1,55	0,40
P2	-	H1	-1,05	0,25	180	-4,08	< .001
P2	-	H2	-0,63	0,25	180	-2,46	0,07
H1	-	H2	0,41	0,25	180	1,62	0,37

Protez temizleme ajanlarından bağımsız olarak, prepolimerize P1 ve ısı ile polimerize H1 gruplarındaki örnekler prepolimerize P2 grubundaki örneklerden anlamlı miktarda daha yüksek yüzey sertliği gösterdi ($p<0,001$), fakat diğer gruplar arasında anlamlı bir fark elde edilmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.6.) (Şekil 4.26.).

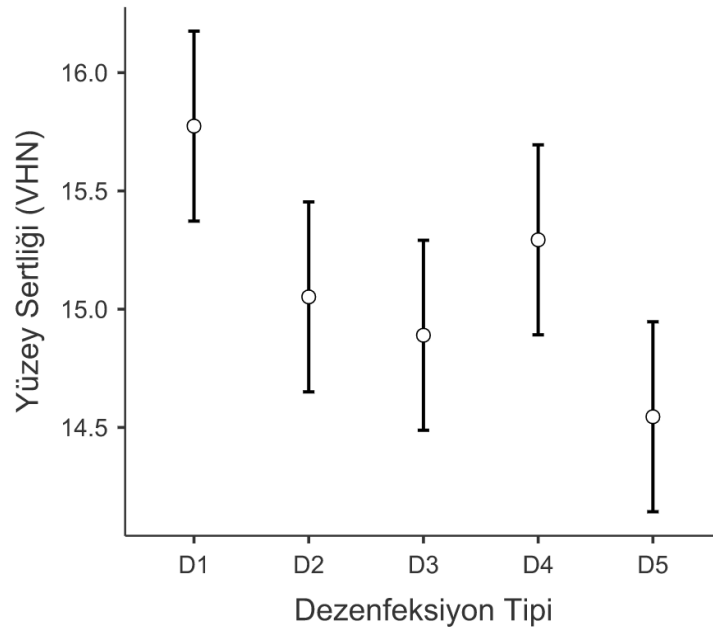


Şekil 4.26. Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, materyallerin yüzey sertliği verilerinin (VHN) grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

Tablo 4.7. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, protez temizleme ajanlarının yüzey sertliği verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması

Protez Temizleme Ajanı		Protez Temizleme Ajanı	Ortalamalar arası fark	Standart Hata	df	t	p- değeri
D1	-	D2	0,72	0,28	180	2,50	0,09
D1	-	D3	0,88	0,28	180	3,07	0,02
D1	-	D4	0,48	0,28	180	1,67	0,45
D1	-	D5	1,22	0,28	180	4,26	<,001
D2	-	D3	0,16	0,28	180	0,56	0,98
D2	-	D4	-0,24	0,28	180	-0,83	0,91
D2	-	D5	0,50	0,28	180	1,76	0,40
D3	-	D4	-0,40	0,28	180	-1,40	0,62
D3	-	D5	0,34	0,28	180	1,19	0,75
D4	-	D5	0,74	0,28	180	2,59	0,07

Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, D3 ve D5 temizleme ajanı uygulanan gruplar, temizleme ajanı uygulanmayan kontrol gruplarına göre anlamlı miktarda daha düşük yüzey sertliği gösterdi ($p<0,05$). Diğer temizleme ajanları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.7.) (Şekil 4.27.).



Şekil 4.27. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, protez temizleme ajanlarının yüzey sertliği (VHN) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

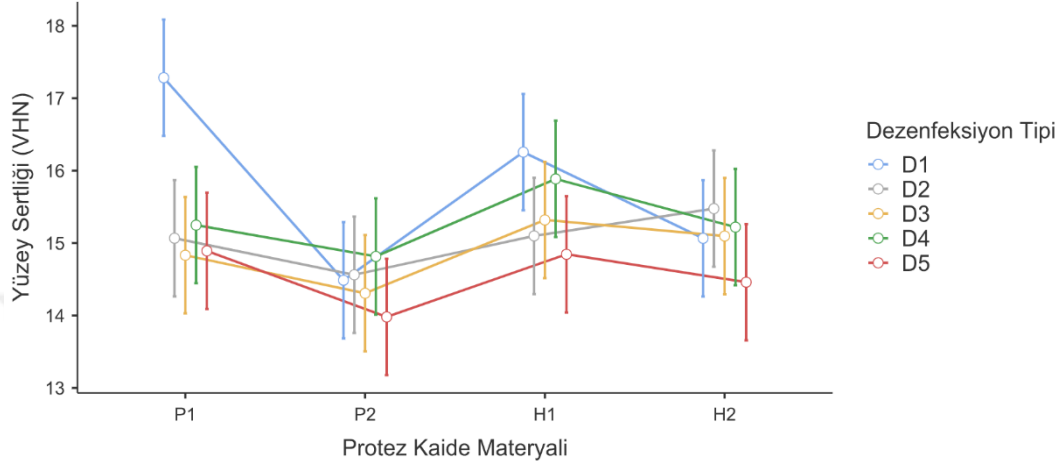
Tablo 4.8. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre yüzey sertliği verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması

Protez Temizleme Ajanları					
Materyal	D1	D2	D3	D4	D5
P1	17,28 ± 1,92 ^{A,a}	15,06 ± 0,98 ^{B,a}	14,83 ± 1,12 ^{B,a}	15,24 ± 1,27 ^{AB,a}	14,89 ± 0,68 ^{B,a}
P2	14,48 ± 1,29 ^{A,b}	14,56 ± 1,18 ^{A,a}	14,30 ± 0,93 ^{A,a}	14,81 ± 1,26 ^{A,a}	13,98 ± 0,95 ^{A,a}
H1	16,25 ± 1,24 ^{A,ab}	15,1 ± 1,53 ^{A,a}	15,32 ± 1,14 ^{A,a}	15,88 ± 12,3 ^{A,a}	14,84 ± 1,57 ^{A,a}
H2	15,06 ± 1,30 ^{A,b}	15,47 ± 1,33 ^{A,a}	15,09 ± 13,2 ^{A,a}	152,2 ± 1,64 ^{A,a}	14,46 ± 1,22 ^{A,a}

Farklı büyük harfler satır içi, farklı küçük harfler ise sütun içi anlamlı farklılığı göstermektedir ($p < 0.05$)

Protez temizleme ajanı uygulanmayan prepolimerize P1 grubundaki örnekler D2, D3 ve D5 temizleme işlemi uygulanan örneklerle göre anlamlı miktarda daha yüksek yüzey sertliği gösterdi ($p < 0,05$). Prepolimerize P2, ısı ile polimerize H1 ve H2 gruplarında ise uygulanan temizleme ajanları arasında yüzey sertliği açısından anlamlı bir fark elde edilmedi ($p > 0,05$).

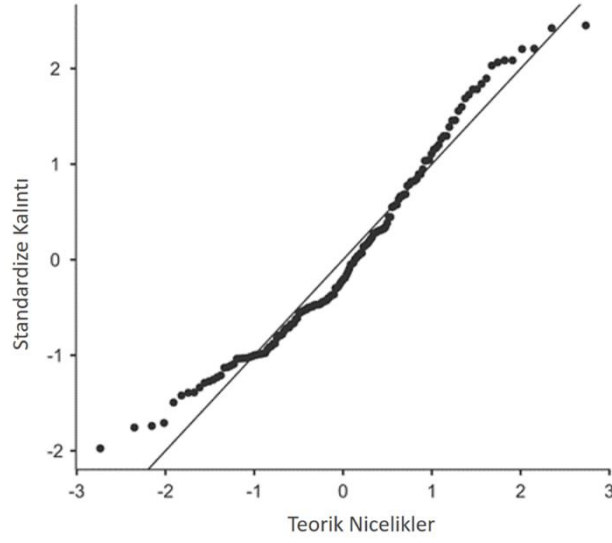
Temizleme işlemi uygulanmayan örnekler arasında, prepolimerize P1 grubundaki örnekler ısı ile polimerize H1 hariç diğer gruplardan anlamlı miktarda daha yüksek yüzey sertliği gösterdi ($p<0,05$), fakat H1 ile arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). D2, D3, D4 ve D5 temizleme ajanlarında ise gruplar arasında anlamlı bir fark elde edilmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.8.) (Şekil 4.28.).



Şekil 4.28. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre yüzey sertliği (VHN) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

4.4. Esneme Dayanım Değerlerinin İncelenmesi

Esneme dayanımı değerlerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği incelendiğinde, verilerin düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiği görüldü (Şekil 4.29.). Ayrıca Kolmogorov-Smirnov testinde anlamlılık düzeyi 0,148 olarak bulundu. Bu veriler ışığında esneme dayanımı verilerinin dağılımı normal olarak kabul edildi.



Şekil 4.29. Esneme dayanım verilerinin olasılık dağılımını gösteren Q-Q grafiği

Tablo 4.9. Esneme dayanımı için kovaryans analizi sonuçları

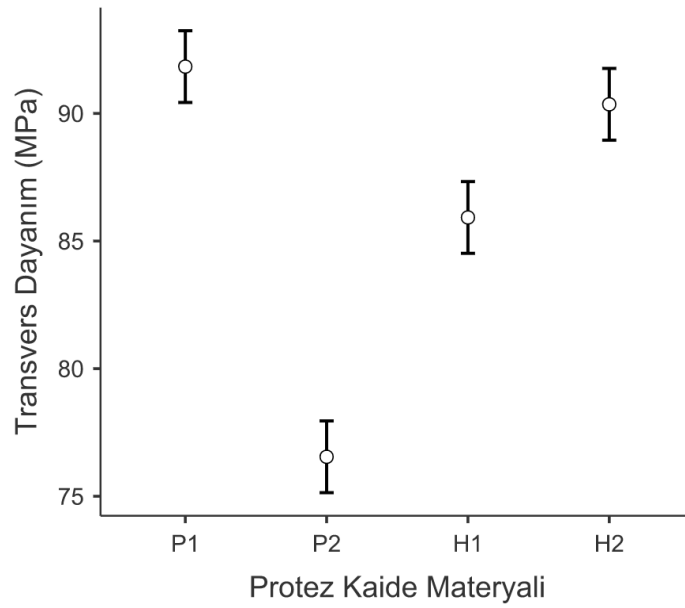
	Kareler Toplamı	df	Ortalama kare	F	<i>p</i> -değeri
Protez Kaide Materyali	7115,96	3	2371,98	93,46	<,001
Protez Temizleme Ajanı	642,77	4	160,69	6,33	<,001
Protez Kaide Materyali X Protez Temizleme Ajanı	314,40	12	26,20	1,03	0,42
Rezidüel	4568,06	180	25,37		

Kovaryans analizi sonucunda protez kaide materyali ve protez temizleme ajanı bağımlı değişkenlerinin kendi içerisinde esneme dayanımı açısından anlamlı farklılık oluşturduğu ($p<0,001$), protez kaide materyali ile temizleme ajanı etkileşiminin ise anlamlı bir fark oluşturmadığı ($p=0,42$) belirlendi (Tablo 4.9.).

Tablo 4.10. Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, protez kaide materyallerinin esneme dayanımı verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması

Materyal	Materyal	Ortalamalar arası fark	Standart Hata	df	t	p-değeri
P1	- P2	15,28	1,0075	180	15,17	< ,001
P1	- H1	5,91	1,0075	180	5,86	< ,001
P1	- H2	1,47	1,0075	180	1,46	0,460
P2	- H1	-9,37	1,0075	180	-9,30	< ,001
P2	- H2	-13,81	1,0075	180	-13,70	< ,001
H1	- H2	-4,43	1,0075	180	-4,40	< ,001

Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, prepolimerize P1 ve ısı ile polimerize H2 grubundaki örnekler diğer tüm gruplardan anlamlı miktarda daha yüksek esneme dayanımı gösterdi ($p<0,001$), fakat kendi aralarında anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,460$) (Tablo 4.10.) (Şekil 4.30.).

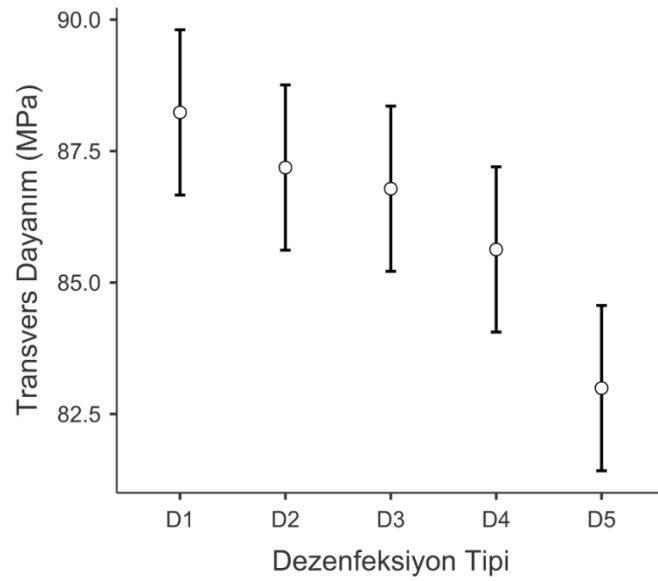


Şekil 4.30. Protez temizleme ajanından bağımsız olarak, materyallerin esneme dayanımı (Mpa) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

Tablo 4.11. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, protez temizleme ajanlarının esneme dayanımı verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması

Protez Temizleme Ajanı		Protez Temizleme Ajanı	Ortalamalar arası fark	Standart Hata	df	t	p-değeri
D1	-	D2	1,04	1,12	180	0,93	0,88
D1	-	D3	1,45	1,12	180	1,28	0,69
D1	-	D4	2,60	1,12	180	2,31	0,14
D1	-	D5	5,24	1,12	180	4,65	<,001
D2	-	D3	0,40	1,12	180	0,35	0,99
D2	-	D4	1,55	1,12	180	1,38	0,63
D2	-	D5	4,19	1,12	180	3,72	0,002
D3	-	D4	1,15	1,12	180	1,02	0,84
D3	-	D5	3,79	1,12	180	3,36	0,008
D4	-	D5	2,63	1,12	180	2,34	0,13

Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, D1, D2 ve D3 temizleme ajanları uygulanan örnekler D5 uygulanan örneklerden anlamlı miktarda daha yüksek esneme dayanımı elde edildi ($p<0,05$). Diğer temizleme ajanları arasında ise anlamlı bir fark elde edilmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.11.) (Şekil 4.31).



Şekil 4.31. Protez kaide materyalinden bağımsız olarak, temizleme ajanlarının esneme dayanımı (Mpa) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

Tablo 4.12. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre esneme dayanımı verilerinin Tukey Çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması

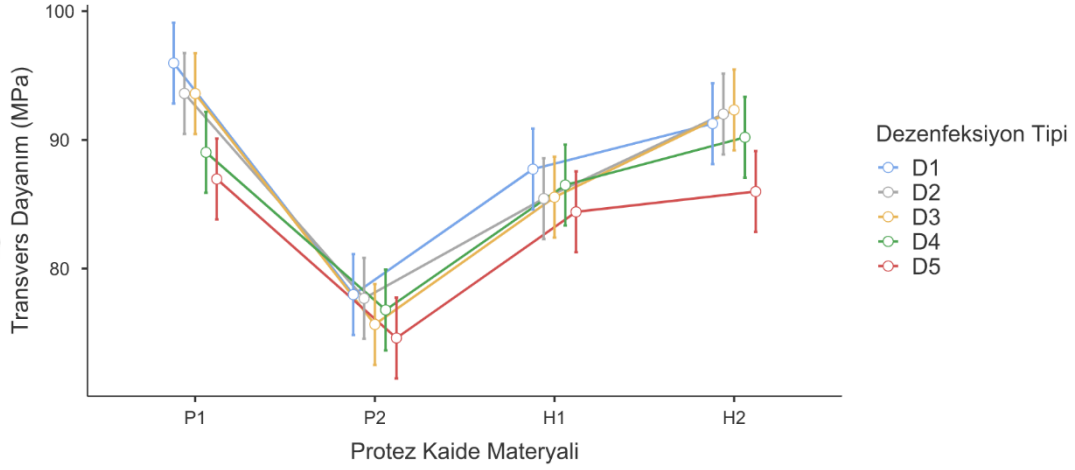
Protez Temizleme Ajanları					
Materyal	D1	D2	D3	D4	D5
P1	95,97 ± 5,41 ^{A,a}	93,61 ± 3,27 ^{AB,a}	93,6 ± 4,41 ^{AB,a}	89,03 ± 6,14 ^{AB,a}	86,96 ± 6,13 ^{B,a}
P2	77,98 ± 6,24 ^{A,c}	77,69 ± 6,04 ^{A,c}	75,66 ± 6,18 ^{A,b}	76,79 ± 6,20 ^{A,b}	74,61 ± 6,31 ^{A,b}
H1	87,73 ± 3,28 ^{A,b}	85,44 ± 3,45 ^{A,bc}	85,55 ± 3,22 ^{A,a}	86,49 ± 3,35 ^{A,a}	84,41 ± 3,34 ^{A,a}
H2	91,26 ± 5,25 ^{A,ab}	92,01 ± 3,15 ^{A,ab}	92,33 ± 4,79 ^{A,a}	90,2 ± 4,96 ^{A,a}	85,98 ± 6,29 ^{A,a}

Farklı büyük harfler satır içi, farklı küçük harfler ise sütun içi anlamlı farklılığı göstermektedir ($p < 0,05$)

Protez temizleme ajanı uygulanmayan prepolimerize P1 grubundaki örnekler D5 uygulananlara göre anlamlı miktarda daha yüksek esneme dayanımı gösterdi ($p < 0,05$). Prepolimerize P2, ısı ile polimerize H1 ve H2 gruplarında ise temizleme ajanları arasında anlamlı bir fark elde edilmedi ($p > 0,05$).

Protez temizleme ajanı uygulanmayan gruplar arasında prepolimerize P1 grubundaki örnekler ısı ile polimerize H2 hariç diğer gruplardan, H1 ve H2 grupları prepolimerize P2'den anlamlı miktarda daha yüksek esneme dayanımı gösterdi ($p < 0,05$), fakat ısı ile polimerize H1 ile H2 arasında anlamlı bir fark elde edilmedi ($p > 0,05$). D2 temizleme ajanında, prepolimerize P1 grubundaki örnekler ısı ile

polimerize H2 hariç diğer gruplardan, H2 grubundaki örnekler de prepolimerize P2'den anlamlı miktarda daha yüksek esneme dayanımı gösterdi ($p<0,05$). Fakat H1 ile H2 arasında ayrıca H1 ile P2 arasında anlamlı bir fark elde edilmedi ($p>0,05$). D3, D4 ve D5 temizleme ajanlarında ise P2 grubundaki örnekler diğer tüm gruplardan anlamlı miktarda daha düşük esneme dayanımı gösterdi ($p<0,05$), fakat diğer gruplar arasında anlamlı bir fark elde edilemedi ($p>0,05$) (Tablo 4.12.) (Şekil 4.32.).



Şekil 4.32. Protez kaide materyallerinin protez temizleme ajanlarına göre esneme dayanım (Mpa) verilerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, farklı üretim şekilleri ile elde edilen PMMA örneklerine uygulanan temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve esneme dayanım özellikleri üzerinde olan etkilerinin incelenmesi ve kaide materyallerinin birbirleri ile karşılaştırılması amacıyla yapıldı. Elde edilen sonuçlara göre, prepolimerize P1 materyaline uygulanan temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülüğü değerlerini anlamlı olarak etkilemediği görüldü. Prepolimerize P2, ısı ile polimerize H1, H2 materyallerinde D5 temizleme ajanı uygulanan örneklerin diğer gruplara göre anlamlı miktarda daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri göstermiş olduğu görüldü. Prepolimerize P1 materyaline uygulanan D5 temizleme ajanı yüzey sertliği ve esneme dayanımı değerlerini anlamlı bir şekilde düşürürken diğer materyallerde temizleme ajanlarının yüzey sertliği ve esneme dayanımı değerlerine etkisinin olmadığı görüldü.

Bu nedenle çalışmamızın;

‘PMMA kaide materyallerine uygulanan farklı protez temizleme ajanlarının yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve esneme dayanımı özellikleri üzerinde etkisinin olmayacağı’ yönünde oluşturulan sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir.

PMMA, tatmin edici estetiği, düşük maliyeti, kullanım kolaylığı ve ağızdaki boyutsal stabilitesi nedeniyle tam ve kısmi dişsiz hastaların protetik tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Acosta-Torres ve ark., 2012). Protez kaide rezinleri ısı ile, kimyasal olarak, görünür ışık ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilebilmektedirler (Goldberg ve Burstone, 1992). Yapılan çalışmalar; kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerin partikül yapılarının düzensiz olması sebebiyle kısa sürede plastik deformasyona uğradığını, diğer yöntemlere kıyasla daha fazla artık monomer salınımı gerçekleştirdiğini ve ekzotermik polimerizasyonu nedeniyle daimî oral uygulamalarda kullanılmaması gerektiğini vurgulamışlardır (Bayındır ve ark., 2005). Polimerizasyon işlemi için mikrodalga enerjisinin kullanımı, geleneksel ısı ile polimerizasyon tekniğine kıyasla polimerizasyon süresini kısaltmaktadır (Bartoloni ve ark., 2000). Ancak mikrodalga ile polimerize olan PMMA rezinlerinin akrilik yapay dişler ile bağlantısının zayıf olması (Rw, 1991), özel ekipman ve mufla gereksinimi nedeniyle daimi kaide materyali olarak kullanımını kısıtlamaktadır (Çalikkocaoğlu, 2010). Geleneksel ısı ile polimerize edilmiş akrilik rezinlerin kabul edilebilir mekanik ve

estetik özellikleri, kullanım kolaylığı, maliyetinin düşük olması daimî protez kaide materyali olarak sıklıkla tercih edilme sebepleri arasındadır. Bu nedenle, bu çalışmada da daimî kaide materyali olarak iki farklı firmaya ait geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik rezin kullanılmıştır.

Son yıllarda CAD/CAM sistemlerinin protetik diş tedavisi uygulamalarının her alanında kullanımı artmaya devam etmektedir. Yapılan yakın tarihli çalışmalar incelendiğinde de tam protez yapımında CAD/CAM tekniğinin kullanımının hem güncel hem de modern yaklaşımlar arasında kabul gördüğü görülmektedir. CAD/CAM sistemleri için üretilen prepolimerize edilmiş PMMA bloklar son derece kontrollü bir ortamda üretildiğinden, minimum artık monomer, büzülme ve gözeneklilik sergiledikleri görülmüştür (Aguirre ve ark., 2020; Infante ve ark., 2014). Geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerin polimerizasyonunda işlem hiçbir zaman tamamlanmadığından polimerizasyondan sonra yapı içinde serbest monomere rastlanmaktadır (Karci ve ark., 2019). Ayrıca, ısıyla polimerize olan akrilik rezinler yapım aşamasında kontrolsüz ısıtma, uygun olmayan karıştırma, monomer buharlaşması ve yetersiz basınç nedeniyle poröz yapı içerebildiği gibi polimerizasyon sırasında su katılmasının bir sonucu olarak kaidelerde çatlak veya birikmiş gerilimler nedeniyle bükülmeler görülebilmektedir (Sanders ve ark., 1991; Wong ve ark., 1999). Hacimsel ve doğrusal büzülmeler, ısıyla polimerize edilmiş rezinin doğasında vardır; bu nedenle, muflanın açılmasından sonra oklüzal ayarlamalar gereklidir. Benzer şekilde, alçıda post-dam kazınması polimerizasyondan sonra meydana gelen büzülmeyi kısmen telafi etmek için yapılmaktadır. CAD/CAM sistemleri için üretilen prepolimerize edilmiş PMMA bloklar ile geleneksel tam protez yapımı sırasında oluşabilecek teknik hataları ortadan kaldırmak hedeflenmiş ancak klinik olarak yapılan çalışmalar hala eksiktir (Srinivasan ve ark., 2018; Steinmassl ve ark., 2017). Üstün özelliklerine rağmen prepolimerize bloklarla ilgili çalışmaların kısıtlı olması ve sıklıkla kullanılan ısı ile polimerize kaide rezinleri ile karşılaştırılmalı bir çalışma mevcut olmadığından, bu çalışmada iki farklı firmaya ait prepolimerize PMMA blok kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik kaide rezinleri ile karşılaştırma yapılmıştır.

Protez hijyeninin yeterli düzeyde sağlanması estetik nedenler, protez stomatitinin önlenmesi ve protezin kullanılabilirliği için vazgeçilmez bir unsurdur.

Mevcut temizleme yöntemleri arasında mekanik (örn. fırçalama, ultrasonik veya mikrodalga temizleme), kimyasal (örn. klorheksidin, sodyum hipoklorit, peroksitler veya enzimler gibi dezenfektan solüsyonların kullanımı) ve her iki yöntemin kombinasyonu (örn. suyla, belirli protez temizleyici veya diş macunlarıyla fırçalama) yer almaktadır (Axe ve ark., 2016; Duyck ve ark., 2016; Felton ve ark., 2011; Kiesow ve ark., 2016; Papadiochou ve Polyzois, 2018). Yaşlı hastalar, el becerisinin azalması, görme bozukluğu veya fiziksel kısıtlamalar nedeniyle plağın mekanik olarak uzaklaştırılmasında zorluk yaşarlar (Razak ve ark., 2014). Protezlerin temizliğinde kullanılan fırçanın kıllarının büyük çaplı, kısa ve sert olması ve uygun olmayan fırçalama teknikleri protez kaidelerinin aşınmasına neden olabilmektedir (Zarb ve ark., 2013).

Mikrodalgayla ilişkili radyasyonun kullanımı da protezleri temizlemek için önerilmektedir (Neppelenbroek ve ark., 2008). Ancak standardizasyon eksikliği ve bu çalışmaların sonuçsuz kalması, bu yöntemin rutin protez temizliğinde kullanılmasını engellemektedir (Augusto ve ark., 2012). Mekanik temizliğe alternatif olarak veya mekanik temizliğin etkinliğini arttırmak amacıyla çeşitli kimyasallar kullanılmaktadır. Kimyasal temizlik amacıyla kullanılan ajanlar arasından hipoklorit çözeltilerin rutin kullanımı akrilik rezinin ağarması, metalin aşınması ve yumuşak astar malzemelerinin bozulması yoluyla protezi olumsuz etkileyebilmektedir (Küçükekenci ve ark., 2021). %2'lik klorheksidin solüsyonuna daldırma işleminin protez stomatitinin önlenmesinde etkili olduğu ancak protez kaidesinde ciddi renk değişikliğine sebep olduğu görülmüştür (Dikbaş, 2005). Emami ve ark., antifungal tedavi ve farklı temizleme yöntemleri arasında hem klinik hem de mikrobiyolojik sonuçlarda istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit etmemişler ve daha az invaziv protez temizleme yöntemlerinin tercih edilebileceğini öne sürmüşlerdir. (Emami ve ark., 2014) Duyck ve ark. ile Verhaeghe ve ark.'nın yaptıkları çalışmalar ile protezlerin temizliğinde daha az invaziv bir teknik olan efervesan alkali peroksit içerikli temizleme tabletlerinin etkinliğini bildirmişlerdir (Duyck ve ark., 2013; Duyck ve ark., 2016; Verhaeghe ve ark., 2020). Yapılan farklı çalışmalar ile alkali peroksit bazlı solüsyonların lokal ve sistemik hastalıklarla ilgili mikroorganizmalara karşı etkinliği de kanıtlanmıştır (Coimbra ve ark., 2016; Paranhos ve ark., 2019).

Panariello ve ark., ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerini ticari bir temizleme tableti olan alkali peroksit içeren solüsyonlarda 10 sn bekletmiş, 1., 3., 21., 45. ve 90. siklusa yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişler ve akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir (Panariello ve ark., 2015).

Sharma ve ark., ile Davi ve ark.'nın yaptıkları çalışmada da alkali peroksit içeren efervesan tabletlere ait solüsyon içinde 10 dk bekletmenin ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (Davi ve ark., 2012; Sharma ve ark., 2017).

Bu çalışmalardan farklı olarak Özyılmaz ve ark., ile Gad ve ark.'nın yaptıkları çalışmalarda alkali peroksit içeren efervesan temizleme tabletlerine ait solüsyonların ısı ile polimerize olan akrilik kaide rezinlerinin yüzey pürüzlülüğünü artırdığını, yüzey sertliğini ise önemli ölçüde azalttığını ortaya koymuşlardır (Gad ve ark., 2021; Özyılmaz ve ark., 2019). Diğer çalışmalardan farklı olarak Özyılmaz ve ark., ile Gad ve ark. çalışma örneklerini solüsyon içinde 8 saat bekletmişlerdir. Çalışmaların sonuçları arasındaki farklar tekniğin uygulama süresindeki farklılıktan kaynaklanmaktadır. Bu nedenle bu çalışmada üretici firmanın tavsiye ettiği uygulama süresi olan 15 dakika daldırma kullanılmıştır.

Kimyasal temizleme yöntemleri arasında NaCl çözeltisinin elektrolizi sonucunda ortaya çıkan nötr ve asidik pH'daki elektrolize asitli su güçlü antimikrobiyal etkinliğe sahiptir. Yapılan çalışmalar 1 dakika boyunca uygulanan asidik ve nötr elektrolize asitli suların protez temizliğinde etkin olduğunu bildirmişlerdir (İleri ve ark., 2006; Nagamatsu ve ark., 2001). Bununla birlikte hızlı inaktif olabilmektedir ve bu sayede çevreye zararlı etkisi bulunmamaktadır. Hazırlanmasının kolay olması ve gerekli ekipmanın ucuz olması gibi avantajlara da sahiptir (Rutala ve Weber, 2001). Klorlu bir solüsyon olmakla birlikte, serbest klor oranı NaOCl'ye göre çok daha düşük olduğu için toksik etkileri de son derece azdır. Bu nedenle son yıllarda elektrolize asitli suyun farklı türleri protez temizleme ajanı olarak kullanılmaktadır (Rossi-Fedele ve ark., 2011).

Araştırmalar, temizleme yöntemi seçiminin gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerdeki diş sağlığı uzmanları arasında büyük farklılıklar gösterdiğini (Axe ve ark., 2016), seçimin genellikle klinisyen veya hastanın kişisel tercihi, maliyet ve

malzeme bulunabilirliği gibi diğer faktörlere bağlı olduğunu ortaya koymuştur (Axe ve ark., 2016; de Souza ve ark., 2009; Kiesow ve ark., 2016). Bu doğrultuda bu çalışmada, akrilik protez kaideleri üzerindeki etkilerini değerlendirmek üzere protez temizliğinde antimikrobiyal etkinliği kanıtlanmış, hastalar için ulaşılması ve kullanımı kolay olan efervesan tabletler ile nötral ve asidik pH'daki elektrolize asitli su yöntemleri kullanılmıştır.

Hareketli protezler hastaya teslim edildikten sonra kullanımda oldukları zaman içerisinde belli aralıklarla temizleyici ajanlara maruz kalırlar. Bu nedenle protez temizleme ajanlarının protez kaide materyalleri üzerinde oluşturabileceği zararlı etkilerin incelenmesi önemlidir (Çalikkocaoğlu, 2010).

Protez kaidelerinin pürüzlülüğünün leke, plak ve mikroorganizma tutma hassasiyetiyle ilişkili olduğu göz önüne alındığında, uygun şekilde cilalanmış akrilik protezlerin ağız içinde uyumu daha iyi olmaktadır (Gungor ve ark., 2014). Protez kaide malzemelerinin yüzey pürüzlülüğünün, malzemenin kendi yapısından, cilalama tekniklerinden ve operatörün el becerilerinden etkilendiği rapor edildiğinden, bu çalışmadaki tüm örneklerin hazırlanıp bitirilme aşamaları tek bir uygulayıcı tarafından yapılmıştır.

Protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülük seviyeleri arttıkça protez yüzeylerinde mikrobiyal kolonizasyonu arttırmaktadır. Bu durum lekelenmeye sebep olarak estetik özelliği de olumsuz etkilemektedir (Berger ve ark., 2011). Pürüzlülük değeri istenen şekilde düşük bir kaide rezini uygulanan temizleme yöntemleri sonucu bu özelliğini kaybedebilir. Protez temizleme yöntemleri ile protezlerin günlük rutinler ile temizlenmesi gerekmektedir. Rutin protez temizliği protez kaidesinin yüzey özelliklerini etkileyebileceğinden uygulanacak yöntemin, etkili bir biçimde mikroorganizma eliminasyonunu sağlamakla birlikte, rezinin yüzey özelliklerini değiştirmemesi istenmektedir (Fernandes ve ark., 2013; Lira ve ark., 2012; Machado ve ark., 2011).

Yapılan çalışmalarda yüzey pürüzlülük değerinin (Ra'sı) 0,2 μm 'yi aşmasının restoratif materyallere plak retansiyonunda ve mikroorganizma kolonizasyonunda eşik bir değer olduğu ve yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen 0,3 μm değerinde bir değişimin hastanın diliyle fark edilebilir bir değişim olduğu belirtilmiştir (Bollenl ve ark., 1997; Jones ve ark., 2004; Weitman ve Eames, 1975). Bu çalışmada, kullanılan

dört temizleme ajanının da kaide materyallerinin yüzey pürüzlülük değerlerini eşik değerinin ($0,2 \mu\text{m}$) üzerine çıkaracak şekilde etkilemediği görüldü.

Bu çalışma sonucuna göre protez temizleme işlemlerinden bağımsız olarak en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri prepolimerize blok olan P1 grubuna ait örneklerde elde edildi ($0,018 \pm 0.003 \mu\text{m}$). Prepolimerize bloklarla yapılan benzer bir çalışmada elde edilen düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerinin üretiminde yer alan polimerizasyon yönteminin yanı sıra azalmış artık monomer seviyelerinden kaynaklandığı bildirilmiştir. (Machado ve ark., 2011) Benzer şekilde Bidra ve arkadaşları yaptıkları çalışmaları ile prepolimerize PMMA materyallerinin daha iyi yüzey özelliklerine, daha az gözenekliliğe ve daha az mikrobiyal kolonizasyon görüldüğü iddiasını desteklemiştir (De Foggi ve ark., 2016).

Bu çalışmaların aksine Srinivasan ve ark., ısı ile polimerize edilmiş ve prepolimerize PMMA'nın yüzey pürüzlülüğü arasında istatistiksel bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Diğer çalışmalardan farklı olarak Srinivasan ve ark. örneklerin elde edilme aşamasında freze sistemi yerine manuel masa testereleri kullanmışlardır. Çalışmalar arasındaki yüzey özelliklerindeki fark örneklerin elde edilme yöntemlerindeki farklılıktan kaynaklanabileceği düşünülmektedir (Srinivasan ve ark., 2018).

Efervesan tabletlerin akrilik kaidelerin yüzey pürüzlülüğüne olan etkilerinin incelendiği çalışmalarda; (Davi ve ark., 2012; Panariello ve ark., 2015; Sharma ve ark., 2017) bu tez çalışmasının sonuçlarını destekleyecek şekilde alkali peroksit içerikli efervesan tablet formundaki temizleme ajanlarının uygun bekletme koşullarında akrilik kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü etkilemediği görüldü.

Yapılan literatür incelemesi sonucunda elektrolize asitli su kullanımının antimikrobiyal etkinliği ile alakalı birçok çalışma bulunmasına rağmen uygulama sonrasında akrilik rezin kaide materyallerinin yüzey özelliklerinin incelendiği tek bir çalışmaya rastlanmıştır. Didinen'in çalışmasında ısı ile polimerize akrilik kaide rezini üzerinde temizleme amacı ile sodyum hipoklorit, mikrodalga enerjisi ve elektrolize asitli suyun asidik ve nötr pH'daki formlarının yüzey pürüzlülük değerlerinde anlamlı bir değişime neden olmadığı belirtilmiştir (Didinen, 2014).

Benzer şekilde bu tez çalışmasında da nötr pH'daki elektrolize asitli suyun (D4) hiçbir grupta yüzey pürüzlülüğünü anlamlı düzeyde etkilemediği görüldü. Ancak

farklı olarak asidik pH'daki elektrolize asitli suyun (D5), prepolimerize P1 materyaline ait örnekler hariç diğer gruplarda yüzey pürüzlülüğünü anlamlı düzeyde değiştirdiği bulundu. Didinen'in yaptığı çalışmada yalnızca geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldığından bu çalışmada kullanılan elektrolize asitli suyun prepolimerize akrilik rezinlerin yüzey sonuçları ile karşılaştırması yapılamamıştır (Didinen, 2014).

Sertlik, malzeme yoğunluğu ile malzemenin aşınmaya karşı direncini ifade etmektedir. Bu özellik, protezin fonksiyon, parafonksiyon ve zamanla kullanılan temizleme yöntemleri sırasındaki mekanik davranışını ve dayanıklılığını etkiler (Ayman, 2017). Ayrıca, elde edilen monomerik dönüşüm derecesini ve bunun sonucunda polimerizasyon reaksiyonunun kalitesini de sertlik derecesine göre değerlendirilebilir. Daha yüksek sertlik değerleri, akrilik rezinlerin daha yüksek derecede monomerik dönüşümü ile daha iyi polimerizasyonu göstermektedir (Soh ve Yap, 2004). Daha yüksek basınç değerleri ve sıcaklık ilişkisi, akrilik rezinlerin monomerik dönüşüm derecesinde bir artış sağlar, artık monomer konsantrasyonunu azaltır ve daha yüksek moleküler ağırlığa ve daha uzun zincirlere sahip polimerler oluşturur (Perea-Lowery ve ark., 2021). Bu şekilde zincirler birbirine yaklaşarak madde daha yoğun hale gelir. Özellikle sulu çözeltilerden oluşan temizleyiciler, sıvı içeriği nedeniyle akrilik rezine penetre olabilir ve materyalin sertliğini azaltabilir. Bu durum materyalin mekanik temizlik ve çiğneme sırasında aşınmasına neden olacaktır. Bu nedenle temizleme yöntemlerinin materyalin sertliğini azaltmadan güçlü bir antimikrobiyal etki göstermesi istenmektedir (Campanha ve ark., 2012; Dixon ve ark., 1999; Goiato ve ark., 2013; Konchada ve ark., 2013).

Bu çalışmada temizleme işlemi uygulanmayan örnekler arasında prepolimerize P₁ ve ısı ile polimerize H1 grubuna ait örneklerde diğer kaide materyallerine göre daha yüksek yüzey sertliği değerleri elde edildiği görüldü. Uygulanan temizleme ajanları sonrasında prepolimerize P1 grubuna ait örneklerin yüzey sertliğinin temizleme ajanına (D2, D3, D5) göre etkilendiği görülürken, diğer kaide materyallerinin etkilendiği görüldü.

Al-Dwairi ZN ve ark. yaptıkları çalışmalarında prepolimerize PMMA bloklardan elde edilen örneklerin yüzey sertliği açısından geleneksel ısıyla polimerizasyon grubundan daha üstün özellik gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu

üstünlüğün sebebi CAD/CAM PMMA kaide materyalinde plastikleştirici etkiye sahip artık monomer içeriğinin düşük olmasıdır (Al-Dwairi ve ark., 2019). Bu tez çalışmasında ise kullanılan diğer prepolimerize blok olan P2 grubuna ait örneklerin sertlik değerlerinin diğer tüm gruplardan düşük olduğu görüldü. Bunu nedeninin ise prepolimerize bloklar için uygulanan yüksek ısı ve basınç koşullarının bu üretici firma tarafından istenilen düzeyde oluşturulamamasından kaynaklı olabileceği düşünülebilir.

Önceki çalışmaların aksine, Perea Lowery ve ark., yaptıkları çalışmada elde ettikleri sonuçlara göre, prepolimerize ve ısı ile polimerize akrilik rezinlerin yüzey sertliği arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada örneklerin bir kısmı kuru ortamda bir kısmı da sulu ortamda saklanmıştır. Örneklere ait en yüksek ortalama sertlik değerleri ısı ile polimerize olan protez kaide materyalinde elde edilmiştir. Yazarlar bu durumun ısı kaynaklı serbest radikal polimerizasyon işleminin bir sonucu olarak dimetil metakrilat monomerleri arasındaki kısmi çapraz bağlı bir polimer zincirinin oluşumundan kaynaklanabileceğini öne sürmektedir. Prepolimerize akrilik rezinlerin inorganik dolgu maddelerinin eklenmesiyle polimerizasyon işlemi sırasında kısmi çapraz bağlanma olup olmadığı bilinmemektedir (Ali ve ark., 2008; Perea-Lowery ve ark., 2021). Başka bir çalışmada Prpić V ve ark., yukarıda belirtilen çalışmanın sonuçlarını desteklemekte, ancak sonuçlar arasındaki farklılıkların yalnızca farklı polimerizasyon teknolojilerinden kaynaklanmayabileceğini iddia etmektedir (Prpić ve ark., 2020). Bu tez çalışmasında da prepolimerize P1 ve ısı ile polimerize H1 grubuna ait örnekler diğer firmalara ait prepolimerize P2 ve ısı ile polimerize H2 grubuna ait örneklere göre daha yüksek sertlik değerleri göstermiştir. Bu fark, firmaların üretim koşullarından kaynaklanabilmektedir.

Temizleme yöntemlerinin ısı ile polimerize akrilik rezinlerin yüzey sertliğine olan etkisinin incelendiği bir çalışmada, alkali peroksit içerikli temizleme ajanlarının akrilik rezinlerin sertliğini azalttığı bildirilmiştir (Neppelenbroek ve ark., 2005). Kullanılan temizleme ajanı, başlangıçta sodyum perborat ve alkali fosfat içeren bir tozdur. Bu malzeme, suda çözündüğünde alkali bir hidrojen peroksit çözeltisi haline gelir ve bu da oksijeni serbest bırakmak için ayrışır. Oksijen kabarcıklarının mekanik bir temizleme etkisi gösterdiği iddia edilmektedir. Uçucu yağlar ve aromatikler, kokuyu iyileştirmek için formüle dahil edilmiştir. Uçucu yağ, rezinin yüzeyinde

hareket eder ve akrilik ve diğer termoplastik rezinler için çözücü etkisinden dolayı potansiyel bir zarar kaynağıdır (Smith ve Record, 1966). Bu durum alkali peroksit içerikli solüsyona daldırıldıktan sonra akrilik rezinlerin gösterdiği azalan sertliği açıklamaktadır. Bu tez çalışmasında ise, önceki çalışmadan farklı olarak alkali peroksit içerikli efervesan tabletlerin ısı ile polimerize kaide rezinlerin sertliğini etkilemediği görüldü. Uygulama süresinin kısalığı ve 3 aya denk gelen kullanım periodu ile oluşabilecek zararların engellendiği düşünülmektedir. Farklı bekletme süreleri ve daha uzun kullanım periotlarının uygulandığı çalışmalar ile efervesan tabletlerin yüzey sertliğine etkileri değerlendirilebilir.

Elektrolize asitli suyun protez kaidelerinin yüzey özelliklerine etkisinin incelendiği bir çalışmada geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik kaide rezin yüzey sertliği değerlerini kontrol grubuna göre azalttığı belirtilmiştir (Didinen, 2014). Bu tez çalışmasında, ısı ile polimerize olan örnekler üzerine uygulanan hiçbir temizleme yönteminin yüzey sertliğini anlamlı bir şekilde değiştirmediği görüldü. Bu durumun polimerizasyon süresinin, tekniğinin ve örnek boyutlarının farklı olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Ancak Didinen'in sonuçlarına benzer şekilde asidik elektrolize asitli su uygulanan prepolimerize P1 grubuna ait örneklerin yüzey sertliğinin anlamlı şekilde düştüğü görüldü. Literatürde elektrolize asitli suyun prepolimerize bloklara etkisinin incelendiği bir çalışma bulunmadığından ısı ile polimerize olan örnekler üzerine etkisi ile değerlendirme yapıldı. Bu sonucun sebebi olarak sanayi ortamında üretilen blokların yüzeyinin asidik pH'dan etkilendiğini göstermektedir. Bu konu hakkında ileri çalışmalar yapılmalıdır.

Esneme dayanımı, akrilik protezin en önemli mekanik özelliklerinden biri olarak kabul edilmektedir. PMMA akrilik rezin materyalinin yüksek esneme dayanımı, protez dayanıklılığı ve yük altındaki sorunların önlenmesi için temel bir faktördür (Srinivasan ve ark., 2019; Zappini ve ark., 2003). Protez kullanımı boyunca, tekrarlanan çigneme kuvvetleri döngülerine maruz kalmaktadır. Bu tekrarlanan hareket protezin çatlamasına, kırılmasına ve başarısızlığına neden olabilmektedir (Kelly, 1969). Bu gibi durumlarda eğilme yorulması aşıldıktan sonra protezin kırılması gerçekleşmektedir. Esneme dayanım testi, bir malzemenin akma noktasında yaşadığı maksimum stres olarak tanımlanmaktadır ve malzemenin çekme, kesme ve basınç dayanımlarının toplu bir yansıması olarak kabul edilmektedir (Abdulwahhab, 2013).

Bu çalışmada da PMMA blokların fonksiyonel yükler altındaki dayanma kapasitesini değerlendirmek için üç nokta eğme testi uygulanmıştır.

ISO 20795-1 spesifikasyonlarına göre protez kaide polimerleri için akrilik rezinlerde elde edilen esneme dayanımının değeri 65 MPa'dan az olmamalıdır. Bu çalışmada, prepolimerize ve ısı ile polimerize kaide materyallerine ait örneklerin protez temizleme ajanından bağımsız olarak en düşük esneme dayanım değeri prepolimerize P2 grubundaki örneklerde (77.98 MPa), en yüksek esneme dayanım değeri ise prepolimerize P1 grubundaki örneklerde (95.97 MPa) elde edildi. Temizleme işlemleri sonrası kaydedilen ortalama değerler ise en düşük esneme dayanım değeri prepolimerize P2 grubunda (74.61 MPa), en yüksek ise prepolimerize P1 grubunda (93.61 MPa) elde edildi. Bu tez çalışmasında kullanılan kaide materyallerinin temizleme işlemleri öncesi ve sonrasında elde edilen esneme dayanım değerleri klinik kullanım için uygun olduğu görüldü.

Yapılan literatür incelemelerine göre; prepolimerize bloklardan frezelenmiş protez kaideleri, ısıyla polimerize edilmiş protez kaideleri ile karşılaştırıldığında daha yüksek esneme dayanımı gösterdiği görülmüştür (Nguyen ve ark., 2012; Steinmassl ve ark., 2018).

Prepolimerize ve ısı ile polimerize bloklar arasındaki esneme dayanımındaki bu farkın sebebinin prepolimerize PMMA bloklarının yüksek sıcaklık ve basınç altında polimerize edildiğinden minimum gözeneklilik, daha az iç stres ve kusurlar, minimum moleküller arası mesafenin yüksek malzeme direncine neden olduğu düşünülmektedir (Aguirre ve ark., 2020; Ali ve ark., 2008; Arita ve ark., 2008); Kattadiyil ve ark., 2015; Kawara ve ark., 1998; Pacquet ve ark., 2019; Steinmassl ve ark., 2017).

Diğer mekanik özelliklerin yanı sıra esneme dayanımı, rezinin polimerizasyon derecesi hakkında fikir vermektedir. Daha düşük polimerizasyon derecesi, esneme dayanımı dahil olmak üzere daha düşük mekanik özelliklerle sonuçlanmaktadır (Aguirre ve ark., 2020; Gharechahi ve ark., 2014).

Bu tez çalışmasında da önceki çalışmalara benzer şekilde prepolimerize P1 örneklerin esneme dayanım değerleri ısı ile polimerize örneklerden yüksek olduğu bulundu. Diğer firmaya ait prepolimerize bloktan (P2) elde edilen örneklerin esneme dayanım değerleri diğer tüm kaide rezinlerinde düşük olduğu görülmesine rağmen

değerin ISO standartlarının üstünde olduğu görüldü. Prepolimerize P2 blokların ısı ile polimerize olan gruplara göre düşük esneme dayanımı ortaya koymasının nedeni prepolimerize etmek için kullanılan ısı ve basınç değerlerinin P1 bloklardan farklı olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Ayrıca yapılan başka bir çalışmada (Ali ve ark., 2008) uygulanan freze koşullarının de bloklar arasındaki moleküler mesafeyi değiştireceğinden prepolimerize blokların üretim koşullarından kaynaklanan bir fark olabileceği düşünülmektedir.

Kaide rezinlerin üretim şekilleri farklı olmasına rağmen firmalara ait farklılıklardan kaynaklı olarak bu tez çalışmasında, ısı ile polimerize H1 grubuna ait örneklerin prepolimerize P2 grubuna ait örneklerden daha yüksek esneme dayanım değerleri ortaya koyduğu görülmektedir. Bu sonucu destekleyen çalışmalar incelendiğinde bu durumun kullanılan prepolimerize blokların farklılığından ve kullanılan ısı ile polimerize örneklerin elde edilme koşullarındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir (Aguirre ve ark., 2020; Al-Dwairi ve ark., 2020; Arslan ve ark., 2018; Ayman 2017; Hada ve ark., 2021; Pacquet ve ark., 2019; Perea-Lowery ve ark., 2021; Srinivasan ve ark., 2018).

Sharma P ve ark., ile Sato S ve ark.'nın yaptıkları çalışmada alkali peroksit içerikli temizleyicilerin ısı ile polimerize olan örneklerin esneme dayanımında bir değişikliğe sebep olmadığını bildirmişlerdir (Sato ve ark., 2005; Sharma ve ark., 2017). Benzer şekilde, Paranhos ve ark.'nın yaptıkları çalışmada bir buçuk yıllık kullanımı taklit eden alkali peroksit içerikli protez temizleme solüsyonlarına gece boyunca daldırma, akrilik rezinin esneme dayanımını değiştirmedeği belirtilmiştir (Paranhos ve ark., 2013).

Pavarina ve ark., yaptıkları çalışmada kimyasal protez temizleme ajanlarının ısıyla sertleşen iki rezinin esneme dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. %4 klorheksidin glukonat, %1 sodyum hipoklorit veya %3,78 alkali peroksit içerikli solüsyonlara on dakikalık daldırma sonucu elde edilen esneme dayanımı değerlerinde önemli bir değişiklik olmadığını ortaya koymuşlardır (Pavarina ve ark., 2003). Elde ettikleri sonuçların bu tez çalışmasında da benzerlik gösterdiği görüldü. Bu tez çalışmasında da benzer şekilde hem prepolimerize hem de ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerine uygulanan alkali peroksit içerikli temizleme solüsyonlarının esneme dayanımı değerlerini anlamlı bir şekilde etkilemediği görüldü.

Isı ile polimerize akrilik rezine uygulanan elektrolize asitli suyun esneme dayanımına etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, nötr ve asidik formdaki elektrolize asit sularının esneme dayanımına anlamlı bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir. Bu sonuçlar, söz konusu kullanılan bu temizleme ajanlarının protezlerin çığneme kuvvetleri karşısında kırılma davranışına herhangi bir olumsuz etkisi olmadığını göstermektedir (Didinen, 2014).

Bu tez çalışmasında elektrolize asit suyu uygulanan prepolimerize P1 örneklerle ait esneme dayanımının kontrol grubuna göre anlamlı olarak düşük olduğu gözlenirken diğer temizleme ajanlarının kaide materyallerinin esneme dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı görüldü. Temizleme ajanlarının prepolimerize blokların mekanik özellikleri üzerindeki etkisinin araştırıldığı başka bir çalışma olmadığından, P1 örneklerin esneme dayanımındaki bu düşüşün blokların su absorbe etmesi sebebiyle elektrolize asitli suyun yüzey sertliğinde meydana getirdiği düşüşten kaynaklı olduğu düşünülebilir. Bu konu hakkında daha kapsamlı çalışmalar ile karşılaştırma yapılması gerekmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez çalışmamızda CAD/CAM sistemlerinde kullanılan prepolimerize bloklardan ve geleneksel ısı ile polimerizasyon yöntemi ile elde edilen protez kaide materyallerine farklı temizleme ajanlarının uygulanması sonucu yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve esneme dayanımı özellikleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Yapılan değerlendirmeler sonucunda;

1. Temizleme ajanlarından bağımsız olarak yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve esneme dayanımı açısından prepolimerize P1 grubu diğer gruplara göre yüksek değerler ortaya koymuştur.

2. Prepolimerize P1 grubu yüzey pürüzlülüğü açısından temizleme ajanlarından etkilenmezken, diğer grupların yüzey pürüzlülük değerlerinin D5 (asidik elektrolize asit suyu) temizleme ajanı sonrasında anlamlı şekilde düştüğü görüldü. Buna rağmen, prepolimerize P1 grubu yüzey sertliği ve esneme dayanım değerleri uygulanan temizleme ajanlarından etkilenirken, diğer grupların etkilenmediği görülmüştür.

3. Uygulanan temizleme ajanları sonrası tüm kaide materyalleri literatürlerde kabul edilen klinik değerler dahilinde yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve esneme dayanım ölçüm değerleri ortaya koyduğu görülmüştür.

Bu sonuçlar doğrultusunda uygun koşullarda elde edilen prepolimerize blokların geleneksel ısı ile polimerize olan protez kaide materyallerine benzer mekanik ve fiziksel özellikler göstermesi nedeniyle klinik kullanımda alternatif bir kaide materyali olabileceğini düşünmekteyiz. Her iki materyalinde üretim şekilleri dışında üretim koşullarının da mekanik ve fiziksel özellikleri etkileyebileceği unutulmamalıdır. Kullanılan prepolimerize bloklardan örnek elde edilme aşamasında bilgisayar destekli kazıma işlemi yapılamaması, kullanılan prepolimerize blok çeşitliliğinin az olması ve temizleme ajanlarının uygulama yöntemine ağız içi koşullarının yansıtılamaması çalışmanın limitasyonlarıdır.

7. KAYNAKÇA

Abelson, D. C. (1981). Denture plaque and denture cleansers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 45(4), 376-379.

Acosta-Torres, L. S., Mendieta, I., Nuñez-Anita, R. E., Cajero-Juárez, M., & Castaño, V. M. (2012). Cytocompatible antifungal acrylic resin containing silver nanoparticles for dentures. *International Journal of Nanomedicine*, 7, 4777.

Aguirre, B. C., Chen, J. H., Kontogiorgos, E. D., Murchison, D. F., & Nagy, W. W. (2020). Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(4), 641-646.

Ahmed, N., & Zafar, M. S. (2014). Effects of wear on hardness and stiffness of restorative dental materials. *Life Science Journal*. 11, 11-18.

Akgök, V., Güzel, K. G., & Gül, K. (1993). Protezlerden bakterilerin izolasyonu ve bu bakterilere çeşitli dezenfektan maddelerin etkisi. *Diş Hekimliği Dergisi*, 1994(17), 242-8.

Alaradi, A. (2019). *Effect of different surface treatment methods on shear bond Strength of different repair resins to a polyamide denture base* [Doctoral dissertation, Marmara Universitesi].

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

Al-Dwairi, ZN, Tahboub, KY, Baba, NZ ve Goodacre, CJ (2020). CAD/CAM ve geleneksel ısıyla sertleşen polimetil metakrilatın (PMMA) eğilme ve darbe dayanımlarının ve eğilme modülünün karşılaştırılması. *Protetik Diş Tedavisi Dergisi*, 29 (4), 341-349.

Ali, I. L., Yunus, N., & Abu-Hassan, M. I. (2008). Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 17(7), 545-549.

Amin, F., Iqbal, S., Azizuddin, S., & Afridi, F. I. (2014). Effect of denture cleansers on the color stability of heat cure acrylic resin. *Journal of the College of Physicians and Surgeons Pakistan*, 24(11), 787-90.

Anderson, J.N., et al. (1990). *Applied Dental Materials* (7th ed.). Blackwell Scientific Publications.

Anthony, DH ve Gibbons, P. (1958). Protez temizleyicilerin doğası ve davranışı. *Protetik Diş Hekimliği Dergisi*, 8 (5), 796-810.

Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2003). Phillips' science of dental materials. *Elsevier Health Sciences*.

Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). Phillips' science of dental materials. *Elsevier Health Sciences*.

Arioli Filho, J. N., Butignon, L. E., Pereira, R. D. P., Lucas, M. G., & Mollo Junior, F. D. A. (2011). Flexural strength of acrylic resin repairs processed by different methods: water bath, microwave energy and chemical polymerization. *Journal of Applied Oral Science*, 19, 249-253.

Arita, T., Kayama, Y., Ohno, K., Tsujii, Y., & Fukuda, T. (2008). High-pressure atom transfer radical polymerization of methyl methacrylate for well-defined ultrahigh molecular-weight polymers. *Polymer*, 49(10), 2426-2429.

Arruda, C. N. F., Sorgini, D. B., Oliveira, V. D. C., Macedo, A. P., Lovato, C. H. S., & Paranhos, H. D. F. O. (2015). Effects of denture cleansers on heat-polymerized acrylic resin: a five-year-simulated period of use. *Brazilian Dental Journal*, 26, 404-408.

Arslan, M., Murat, S., Alp, G., & Zaimoglu, A. (2018). Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. *International Journal Computerized Dentistry*, 21(1), 31-40.

Augusto Brondani, M., Samim, F., & Feng, H. (2012). A conventional microwave oven for denture cleaning: a critical review. *Gerodontology*, 29(2), 6-15.

Axe, A. S., Varghese, R., Bosma, M., Kitson, N., & Bradshaw, D. J. (2016). Dental health professional recommendation and consumer habits in denture cleansing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(2), 183-188.

Ayman, A. D. (2017). The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. *Electronic Physician*, 9(7), 4766.

Baba, N. Z. (2016). Materials and processes for CAD/CAM complete denture fabrication. *Current Oral Health Reports*, 3(3), 203-208.

Backenstose, W. M., & Wells, J. G. (1977). Side effects of immersion-type cleansers on the metal components of dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 37(6), 615-621.

Badaró, M. M., Salles, M. M., de Arruda, C. N. F., Oliveira, V. D. C., de Souza, R. F., Paranhos, H. F. O., & Silva-Lovato, C. H. (2017). In vitro analysis of surface roughness of acrylic resin exposed to the combined hygiene method of brushing and immersion in *Ricinus communis* and sodium hypochlorite. *Journal of Prosthodontics*, 26(6), 516-521.

Banerjee, R., Banerjee, S., Prabhudesai, P. S., & Bhide, S. V. (2010). Influence of the processing technique on the flexural fatigue strength of denture base resins: an in vitro investigation. *Indian Journal of Dental Research*, 21(3), 391.

Barazanchi, A., Li, K. C., Al-Amleh, B., Lyons, K., & Waddell, J. N. (2017). Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156-163.

Bartoloni, J. A., Murchison, D. F., Wofford, D. T., & Sarkar, N. K. (2000). Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques 1. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(6), 488-493.

Bayındır, F., Akyıl, M. Ş., & Kavrut, R. (2005). Farklı zaman aralıklarında suda bekletmenin protez kaide materyallerinin transvers bükülme ve transvers dayanıklılık özellikleri üzerindeki etkisinin incelenmesi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 29(2), 16-23.

Baysan, A., Whiley, R., & Wright, P. S. (1998). Use of microwave energy to disinfect a long-term soft lining material contaminated with *Candida albicans* or *Staphylococcus aureus*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(4), 454-458.

Bell, J. A., Brockmann, S. L., Feil, P., & Sackuvich, D. A. (1989). The effectiveness of two disinfectants on denture base acrylic resin with an organic load. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(5), 580-583.

Berger, S. B., Palialol, A. R. M., Cavalli, V., & Giannini, M. (2011). Surface roughness and staining susceptibility of composite resins after finishing and polishing. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(1), 34-43.

Bhowmick, A. K., & Stephens, H. L. (2001). *Handbook of Elastomers*; Revised and Expanded.

Bidra, A. S., Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(6), 361-366.

Bollenl, Curd, M. L., Paul, L., & Marc, Q. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. 13(4): 258-269.

Bonnet, G., Batisse, C., Bessadet, M., Nicolas, E., & Veyrune, J. L. (2017). A new digital denture procedure: a first practitioners appraisal. *BMC Oral Health*, 17(1), 1-13.

Braden, M., Clarke, R. L., Nicholson, J., & Parker, S. (2012). *Polymeric dental materials*. Springer Science & Business Media.

Braden, M., Clarke, R. L., Parker, S., & Nicholson, J. (1997). Elastomeric Materials. In *Polymeric Dental Materials* (pp. 91-124). Springer, Berlin, Heidelberg.

Braun, K. O., N. Mello, J. A., N. Rached, R., & Del Bel Cury, A. A. (2003). Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(1), 91-98.

Budtz-Jørgensen, E. (1979). Materials and methods for cleaning dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 42(6), 619-623.

Budtz-Jørgensen, E., & Löe, Harald. (1972). Chlorhexidine as a denture disinfectant in the treatment of denture stomatitis. *European Journal of Oral Sciences*, 80(6), 457-464.

Bürgers, R., Cariaga, T., Müller, R., Rosentritt, M., Reischl, U., Handel, G., & Hahnel, S. (2009). Effects of aging on surface properties and adhesion of *Streptococcus mutans* on various fissure sealants. *Clinical Oral Investigations*, 13(4), 419-426.

Callister, W. D., & Rethwisch, D. G. (2000). *Fundamentals of Materials Science and Engineering* (Vol. 471660817). London: Wiley.

Campanha, N. H., Pavarina, A. C., Jorge, J. H., Vergani, C. E., Machado, A. L., & Giampaolo, E. T. (2012). The effect of long-term disinfection procedures on hardness property of resin denture teeth. *Gerodontology*, 29(2), 571-576.

Campanha, N. H., Pavarina, A. C., Vergani, C. E., & Machado, A. L. (2005). Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(5), 483-487.

Chandler, H., Bowen, R., Paffenbarger, G. (1971) Radyoopak bir protez kaide malzemesinin geliştirilmesi. *J. Biomed. Anne. Araş.*, 5 :253-265.

Chhabra, M., Kumar, M. N., RaghavendraSwamy, K. N., & Thippeswamy, H. M. (2022). Flexural strength and impact strength of heat-cured acrylic and 3D printed denture base resins-A comparative in vitro study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 12(1), 1-3.

Coimbra, F. C., Salles, M. M., De Oliveira, V. C., Macedo, A. P., Da Silva, C. H., & Pagnano, V. O. (2016). Antimicrobial efficacy of complete denture cleansers. *American Journal of Dentistry*, 29(3), 149-153.

Coulthwaite, L., & Verran, J. (2007). Potential pathogenic aspects of denture plaque. *British Journal of Biomedical Science*, 64(4), 180-189.

Craig, R. G. (1989). *Restorative dental materials*.

- Craig, R. G. (1996). *Restorative Dental Materials* (10 th ed.). St. Louis: Mosby, 533-537,
- Craig, R. G., & Gibbons, P. (1961). Properties of resilient denture liners. *The Journal of the American Dental Association*, 63(3), 382-390.
- Craig, R. G., & Power, J. M. (1997). *Restorative dental materials*. (13th ed.). Mosby-Year Book. Inc., Missouri, 486.
- Cruz, P. C., Andrade, I. M. D., Peracini, A., Souza-Gugelmin, M. C. M. D., Silva-Lovato, C. H., Souza, R. F. D., & Paranhos, H. D. F. O. (2011). The effectiveness of chemical denture cleansers and ultrasonic device in biofilm removal from complete dentures. *Journal of Applied Oral Science*, 19, 668-673.
- Çalikkocaoğlu, S. (2000). *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler)*. Baskı, Mor Ajans, İstanbul, Türkiye, 114.
- Çalikkocaoğlu, S. (2010). Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler, *Quintessence*.
- Davi, L. R., Felipucci, D. N. B., Souza, R. F. D., Bezzon, O. L., Lovato-Silva, C. H., Pagnano, V. O., & Paranhos, H. D. F. O. (2012). Effect of denture cleansers on metal ion release and surface roughness of denture base materials. *Brazilian Dental Journal*, 23, 387-393.
- Davi, L. R., Peracini, A., de Queiroz Ribeiro, N., Soares, R. B., Da Silva, C. H. L., de Freitas Oliveira Paranhos, H., & De Souza, R. F. (2010). Effect of the physical properties of acrylic resin of overnight immersion in sodium hypochlorite solution. *Gerodontology*, 27(4), 297-302.
- De Andrade, I. M., Cruz, P. C., da Silva, C. H. L., de Souza, R. F., de Freitas Oliveira Paranhos, H., Candido, R. C., ... & de Souza-Gugelmin, M. C. M. (2011). Effervescent tablets and ultrasonic devices against *Candida* and mutans streptococci in denture biofilm. *Gerodontology*, 28(4), 264-270.
- De Foggi, C. C., Machado, A. L., Zamperini, C. A., Fernandes, D., Wady, A. F., & Vergani, C. E. (2016). Effect of surface roughness on the hydrophobicity of a denture-base acrylic resin and *Candida albicans* colonization. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 7(2), 141-148.
- de Freitas Fernandes, F. S., Pereira-Cenci, T., Da Silva, W. J., Ricomini Filho, A. P., Straioto, F. G., & Cury, A. A. D. B. (2011). Efficacy of denture cleansers on *Candida* spp. biofilm formed on polyamide and polymethyl methacrylate resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(1), 51-58.
- de Souza, R. F., Paranhos, H. D. F. O., Da Silva, C. H. L., Abu-Naba'a, L., Fedorowicz, Z., & Gurgan, C. A. (2009). Interventions for cleaning dentures in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (4).
- Deng, K., Chen, H., Li, R., Li, L., Wang, Y., Zhou, Y., & Sun, Y. (2019). Clinical evaluation of tissue stops on 3D-printed custom trays. *Scientific Reports*, 9(1), 1-9.
- Didinen, T. (2014). Farklı dezenfeksiyon yöntemlerinin konvansiyonel akrilik rezinlerin bazı fiziksel özellikleri ve *Candida albicans* üzerindeki etkisinin incelenmesi.
- Dietschi, D., Marret, N., & Krejci, I. (2003). Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dental Materials*, 19(6), 493-500.
- Dikbaş, İ., Köksal T. (2005). Hareketli protezlerin temizlenmesinde ve dezenfeksiyonunda kullanılan maddeler ve yöntemler. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(4), 16-27.

Dills, S. S., Olshan, A. M., Goldner, S., & Brogdon, C. (1988). Comparison of the antimicrobial capability of an abrasive paste and chemical-soak denture cleaners. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(4), 467-470.

Dixon, D. L., Breeding, L. C., & Faler, T. A. (1999). Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 207-214.

Donovan, T. E., Hurst, R. G., & Campagni, W. V. (1985). Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 54(4), 522-524.

Drake, D., Wells, J., & Ettinger, R. (1992). Efficacy of denture cleansing agents in an in vitro bacteria-yeast colonization model. *International Journal of Prosthodontics*, 5(3).

Duyck, J., Vandamme, K., Krausch-Hofmann, S., Boon, L., De Keersmaecker, K., Jalon, E., & Teughels, W. (2016). Impact of denture cleaning method and overnight storage condition on denture biofilm mass and composition: a cross-over randomized clinical trial. *PLoS One*, 11(1), e0145837.

Duyck, J., Vandamme, K., Muller, P., & Teughels, W. (2013). Overnight storage of removable dentures in alkaline peroxide-based tablets affects biofilm mass and composition. *Journal of Dentistry*, 41(12), 1281-1289.

Eick, J. D. (1977). Biological properties of denture base resins. *Dental Clinics of North America*, 21(2), 459-464.

Emami, E., Kabawat, M., Rompre, P. H., & Feine, J. S. (2014). Linking evidence to treatment for denture stomatitis: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of Dentistry*, 42(2), 99-106.

Ergün, G. (2016). Konvansiyonel ve implant üstü protezlerde kullanılan kaide materyallerinde güncel gelişmeler. *Türkiye Klinikleri Journal Prosthodont-Special Topics*, 2(3), 35-44.

Faot, F., Costa, M. A., Cury, A. A. D. B., & Garcia, R. C. R. (2006). Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(5), 367-373.

Faot, F., Da Silva, W. J., Da Rosa, R. S., Del Bel Cury, A. A., & Garcia, R. C. M. R. (2009). Strength of denture base resins repaired with auto-and visible light-polymerized materials. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(6), 496-502.

Faria, A. C. L., Rodrigues, R. C. S., Macedo, A. P., Mattos, M. D. G. C. D., & Ribeiro, R. F. (2008). Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Brazilian Oral Research*, 22, 293-298.

Farina, A. P., Cecchin, D., Soares, R. G., Botelho, A. L., Takahashi, J. M. F. K., Mazzetto, M. O., & Mesquita, M. F. (2012). Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontology*, 29(2), 155-160.

Felton, D., Cooper, L., Duqu, I., Minsley, G., Guckes, A., Haug, S., ... & Deal Chandler, N. (2011). Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures: a publication of the American College of Prosthodontists. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20, 1-12.

Fernandes, F. H., Orsi, I. A., & Villabona, C. A. (2013). Effects of the peracetic acid and sodium hypochlorite on the colour stability and surface roughness of the

denture base acrylic resins polymerised by microwave and water bath methods. *Gerodontology*, 30(1), 18-25.

Fernandez, M. A., Nimmo, A., & Behar-Horenstein, L. S. (2016). Digital denture fabrication in pre-and postdoctoral education: a survey of US dental schools. *Journal of Prosthodontics*, 25(1), 83-90.

Ferreira, M. Á. F., Pereira-Cenci, T., Rodrigues de Vasconcelos, L. M., Rodrigues-Garcia, R. C. M., & Del Bel Cury, A. A. (2009). Efficacy of denture cleansers on denture liners contaminated with *Candida* species. *Clinical Oral Investigations*, 13(2), 237-242.

Flerlage, T., & Marxkors, R. (1969). Abrasion des Verblendkunststoffes durch Zahnpflegemittel. *Deutsche Zahnärzteblatt*, 23, 106.

Gad, M. M., Abualsaud, R., Fouda, S. M., Rahoma, A., Al-Thobity, A. M., Khan, S. Q., ... & Al-Harbi, F. A. (2021). Color stability and surface properties of PMMA/ZrO₂ nanocomposite denture base material after using denture cleanser. *International Journal of Biomaterials*.

Gad, M. M., Fouda, S. M., ArRejaie, A. S., & Al-Thobity, A. M. (2019). Comparative effect of different polymerization techniques on the flexural and surface properties of acrylic denture bases. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 458-465.

Ganzarolli, S. M., Nunes de Mello, J. A., Shinkai, R. S., & Del Bel Cury, A. A. (2007). Internal adaptation and some physical properties of methacrylate-based denture base resins polymerized by different techniques. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 82(1), 169-173.

Gautam, R., Singh, R. D., Sharma, V. P., Siddhartha, R., Chand, P., & Kumar, R. (2012). Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(5), 1444-1450.

Ghalichebaf, M., Graser, G. N., & Zander, H. A. (1982). The efficacy of denture-cleansing agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 48(5), 515-520.

Gharechahi, J., Asadzadeh, N., Shahabian, F., & Gharechahi, M. (2014). Flexural strength of acrylic resin denture bases processed by two different methods. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 8(3), 148.

Goiato, M. C., Dos Santos, D. M., Baptista, G. T., Moreno, A., Andreotti, A. M., & Dekon, S. F. D. C. (2013). Effect of thermal cycling and disinfection on microhardness of acrylic resin denture base. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 37(3), 203-207.

Goldberg, A. J., & Burstone, C. J. (1992). The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials*, 8(3), 197-202.

Gomez, N., & Schmidt, C. E. (2007). Nerve growth factor-immobilized polypyrrole: Bioactive electrically conducting polymer for enhanced neurite extension. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 81(1), 135-149.

Gungor, H., Gundogdu, M., & Duymus, Z. Y. (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.

Hada, T., Kanazawa, M., Iwaki, M., Katheng, A., & Minakuchi, S. (2021). Comparison of mechanical properties of PMMA disks for digitally designed dentures. *Polymers*, 13(11), 1745.

Han, W., Li, Y., & Zhang, Y. (2017). Design and fabrication of complete dentures using CAD/CAM technology. *Medicine*, 96(1).

- Harrison, A., & Huggett, R. (1992). Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *Journal of Dentistry*, 20(6), 370-374.
- Hassan, M., Asghar, M., Din, S. U., & Zafar, M. S. (2019). *Thermoset polymethacrylate-based materials for dental applications*. In *Materials for Biomedical Engineering*, (p. 273-308). Elsevier.
- Hayat, M. A. (1986). Glutaraldehyde: role in electron microscopy. *Micron and Microscopica Acta*, 17(2), 115-135.
- Heintze, S. D., Forjanic, M., & Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, 22(2), 146-165.
- Honorez, P., Catalan, A., Angnes, U., & Grimonster, J. (1989). The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(4), 510-517.
- Hsueh, C. H., & Thompson, G. A. (2007). Appraisal of formulas for stresses in bilayered dental ceramics subjected to biaxial moment loading. *Journal of Dentistry*, 35(7), 600-606.
- Ikejima, I., Nomoto, R., McCabe, J. F. (2003). Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental Materials*, 19(3), 206-211.
- Infante, L., Yilmaz, B., McGlumphy, E., & Finger, I. (2014). Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(5), 351-355.
- International Standards Organization. (2008). *Dentistry-Base Polymers*. (ISO Standard No.20795-1:2008).
- International Standards Organization. (2013). *Dentistry-Base Polymers*. (ISO Standard No.20795-1:2013).
- İleri, Ç., Sezen, Y., Dimoglo, A. (2006) Elektro–aktive asitli suyun bazı patojen mikroorganizmaların standart suşları üzerindeki etkisinin araştırılması.
- Jagger, D. C., Harrison, A. (1995). Denture cleansing-the best approach. *British Dental Journal*, 178(11), 413-417.
- Jagger, R. G. (1978). Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 5(2), 151-157.
- Janeva, N. M., Kovacevska, G., Elencevski, S., Panchevska, S., Mijoska, A., & Lazarevska, B. (2018). Advantages of CAD/CAM versus conventional complete dentures-a review. *Open access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(8), 1498-1502.
- Jnanadev, K. R., Satish Babu, C. L., Shilpa Shetty, S., Surendra Kumar, G. P., & Sheetal, H. S. (2011). Disinfecting the acrylic resin plate using electrolyzed acid water and 2% glutaraldehyde: a comparative microbiological study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 11(1), 36-44.
- Jones, C. S., Billington, R. W., & Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42-45.
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejoui, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39-46.

Jorge, J. H., Giampaolo, E. T., Machado, A. L., & Vergani, C. E. (2003). Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(2), 190-193.

Jorge, J. H., Giampaolo, E. T., Vergani, C. E., Machado, A. L., Pavarina, A. C., & Carlos, I. Z. (2007). Biocompatibility of denture base acrylic resins evaluated in culture of L929 cells. Effect of polymerisation cycle and post-polymerisation treatments. *Gerodontology*, 24(1), 52-57.

Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & 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.

Kanie, T., Fujii, K., Arikawa, H., & Inoue, K. (2000). Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dental Materials*, 16(2), 150-158.

Karci, M., Demir, N., & Yazman, S. (2019). Evaluation of flexural strength of different denture base materials reinforced with different nanoparticles. *Journal of Prosthodontics*, 28(5), 572-579.

Kastner, C., Svare, C. W., Scandrett, F. R., Kerber, P. E., Taylor, T. D., & Semler, H. E. (1983). Effects of chemical denture cleaners on the flexibility of cast clasps. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 473-479.

Kattadiyil, M. T., AlHelal, A., & Goodacre, B. J. (2017). Clinical complications and quality assessments with computer-engineered complete dentures: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(6), 721-728.

Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2013). CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *Journal of the California Dental Association*, 41(6), 407-416.

Kattadiyil, M. T., Jekki, R., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2015). Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(6), 818-825.

Kawara, M., Komiyama, O., Kimoto, S., Kobayashi, N., Kobayashi, K., & Nemoto, K. (1998). Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods. *Journal of Dental Research*, 77(6), 1446-1453.

Kesim, B. (2020). *Güncel Protetik Diş Tedavisi Çalışmaları*. Akademisyen Kitabevi.

Keskin, Y. (1993). *Farklı yöntemlerle polimerizasyonu sağlanan akriliklerin bazı fiziksel özelliklerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi* (Tez No. 31182) [Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi].

Keyf, F., & Uzun, G. (2000). The effect of glass fibre-reinforcement on the transverse strength, deflection and modulus of elasticity of repaired acrylic resins. *International Dental Journal*, 50(2), 93-97.

Khan, Z., Von Fraunhofer, J. A., & Razavi, R. (1987). The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(3), 384-386.

Kiesow, A., Sarembe, S., Pizzey, R. L., Axe, A. S., & Bradshaw, D. J. (2016). Material compatibility and antimicrobial activity of consumer products commonly used to clean dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(2), 189-198.

King, E., & Jagger, R. (2019). Denture cleaning-best practice. *Dental Update*, 46(11), 1024-1030.

Konchada, J., Karthigeyan, S., Ali, S. A., Venkateshwaran, R., Amirisetty, R., & Dani, A. (2013). Effect of simulated microwave disinfection on the mechanical properties of three different types of denture base resins. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 7(12), 3051.

Küçükekenci, A. S., Dede, D. Ö., & Çelik, E. (2021). Effects of denture cleaning solutions on the retention of Hader bar clips. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(2), 350-e1.

Lai, C. P., Tsai, M. H., Chen, M., Chang, H. S., & Tay, H. H. (2004). Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dental Materials*, 20(2), 133-141.

Lal, K., Santarpia III, R. P., Pollock, J. J., & Renner, R. P. (1992). Assessment of antimicrobial treatment of denture stomatitis using an in vivo replica model system: therapeutic efficacy of an oral rinse. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(1), 72-77.

Lambert, J. P., & Kolstad, R. (1986). Effect of a benzoic acid-detergent germicide on denture-borne *Candida albicans*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(6), 699-700.

Latief, A. (2012). *Sorption and solubility of a denture base acrylic* [Doctoral dissertation, Cape Peninsula University of Technology].

Lee, J. H., RHEE, P. L., Kim, J. H., Kim, J. J., Paik, S. W., Rhee, J. C., ... & Lee, N. Y. (2004). Efficacy of electrolyzed acid water in reprocessing patient-used flexible upper endoscopes: Comparison with 2% alkaline glutaraldehyde. *Journal of Gastroenterology and Hepatology*, 19(8), 897-903.

Liebermann, A., Wimmer, T., Schmidlin, P. R., Scherer, H., Löffler, P., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2016). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), 321-328.

Lira, A. F., Consani, R. L., Mesquita, M. F., Nóbilo, M. A., & Henriques, G. E. (2012). Effect of toothbrushing, chemical disinfection and thermocycling procedures on the surface microroughness of denture base acrylic resins. *Gerodontology*, 29(2), e891-e897.

Lung, C. Y. K., & Darvell, B. W. (2005). Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. *Dental Materials*, 21(12), 1119-1128.

Machado, A. L., Giampaolo, E. T., Vergani, C. E., Souza, J. F. D., & Jorge, J. H. (2011). Changes in roughness of denture base and reline materials by chemical disinfection or microwave irradiation: surface roughness of denture base and reline materials. *Journal of Applied Oral Science*, 19, 521-528.

Mahesh Verma, B. D. S. (2011). 19th century denture base materials revisited. *Official Publication of the American Academy of the History of Dentistry*, 59(1), 1.

Mansour, M. M., Wagner, W. C., & Chu, T. M. G. (2013). Effect of mica reinforcement on the flexural strength and microhardness of polymethyl methacrylate denture resin. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 22(3), 179-183.

Martin, M. V., & Gallagher, M. A. (2005). An investigation of the efficacy of super-oxidised (Optident/Sterilox) water for the disinfection of dental unit water lines. *British Dental Journal*, 198(6), 353-354.

- May, K. B., Shotwell, J. R., Koran III, A., & Wang, R. F. (1996). Color stability: denture base resins processed with the microwave method. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(6), 581-589.
- McCabe, J. F., A. W. Walls (1998). *Applied dental materials*, Blackwell Science.
- McCabe, J. F., A. W. Walls (2013). *Applied dental materials*, John Wiley & Sons.
- McCabe, J. F., Wilson, H. J. (1976). A radio-opaque denture material. *Journal of Dentistry*, 4(5), 211-217.
- Meiners, H. (1972). Wirkung von Zahnpasten auf die Oberfläche von Akrylaten.
- Middleton, A. M., Chadwick, M. V., Sanderson, J. L., & Gaya, H. (2000). Comparison of a solution of super-oxidized water (Sterilox®) with glutaraldehyde for the disinfection of bronchoscopes, contaminated in vitro with Mycobacterium tuberculosis and Mycobacterium avium-intracellulare in sputum. *Journal of Hospital Infection*, 45(4), 278-282.
- Miettinen, V. M., & Vallittu, P. K. (1997). Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(5), 531-534.
- Moda, M. D., Godas, A. G. D. L., Fernandes, J. C., Suzuki, T. Y., Guedes, A. P. A., Briso, A. L., ... & Dos Santos, P. H. (2018). Comparison of different polishing methods on the surface roughness of microhybrid, microfill, and nanofill composite resins. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 9(1), e12287.
- Moriyama, N., & Hasegawa, M. (1987). The history of the characteristic Japanese wooden denture. *Bulletin of the History of Dentistry*, 35(1), 9-16.
- Mousa, M. A., Lynch, E., & Kielbassa, A. M. (2020). Denture-related stomatitis in new complete denture wearers and its association with Candida species colonization: a prospective case-series. *Quintessence International*, 51(7).
- Murillo-Gómez, F., Wanderley, R. B., & De Goes, M. F. (2019). Impact of silane-containing universal adhesive on the biaxial flexural strength of a resin cement/glass-ceramic system. *Operative Dentistry*, 44(2), 200-209.
- Murray, M. D., & Darvell, B. W. (1993). The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention-A review. Part 1. *Australian Dental Journal*, 38(5), 389-93.
- Nagamatsu, Y., Tajima, K., Kakigawa, H., & Kozono, Y. (2001). Application of electrolyzed acid water to sterilization of denture base part 1. Examination of sterilization effects on resin plate. *Dental Materials Journal*, 20(2), 148-155.
- Neill, D. J. (1968). A study of materials and methods employed in cleaning dentures. *The British Dental Journal*, 124(3), 107-115.
- Neppelenbroek, K. H., Pavarina, A. C., Palomari Spolidorio, D. M., Sgavioli Massucato, E. M., Spolidório, L. C., & Vergani, C. E. (2008). Effectiveness of microwave disinfection of complete dentures on the treatment of Candida-related denture stomatitis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(11), 836-846.
- Neppelenbroek, K. H., Pavarina, A. C., Vergani, C. E., & Giampaolo, E. T. (2005). Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 171-176.

Nguyen, J. F., Migonney, V., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental Materials*, 28(5), 529-534.

Nirale, R. M., Thombre, R., & Kubasad, G. (2012). Comparative evaluation of sodium hypochlorite and microwave disinfection on dimensional stability of denture bases. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4(1), 24-29.

Nisola, G. M., Yang, X., Cho, E., Han, M., Lee, C., & Chung, W. J. (2011). Disinfection performances of stored acidic and neutral electrolyzed waters generated from brine solution. *Journal of Environmental Science and Health, Part A*, 46(3), 263-270.

Nogueira, S. S., Ogle, R. E., & Davis, E. L. (1999). Comparison of accuracy between compression-and injection-molded complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(3), 291-300.

O'brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.

Olsen, I. (1975). Relapse tendency and removal of acquired discolourations in long-term denture disinfection with chlorhexidine. *Acta Odontologica Scandinavica*, 33(2), 111-114.

Ozyilmaz, O. Y., & Akin, C. (2019). Effect of cleansers on denture base resins' structural properties. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 17(1), 2280800019827797.

Pacquet, W., Benoit, A., Hatège-Kimana, C., & Wulfman, C. (2019). Mechanical properties of CAD/CAM denture base resins. *The International Journal of Prosthodontics*, 32(1), 104-106.

Panariello, B. H., Izumida, F. E., Moffa, E. B., Pavarina, A. C., Jorge, J. H., & Giampaolo, E. T. (2015). Effects of short-term immersion and brushing with different denture cleansers on the roughness, hardness, and color of two types of acrylic resin. *American Journal of Dentistry*, 28(3), 150-6.

Papadiochou, S., & Polyzois, G. (2018). Hygiene practices in removable prosthodontics: A systematic review. *International Journal of Dental Hygiene*, 16(2), 179-201.

Paranhos, H. D. F. O., Davi, L. R., Peracini, A., Soares, R. B., Lovato, C. H. D. S., & Souza, R. F. D. (2009). Comparison of physical and mechanical properties of microwave-polymerized acrylic resin after disinfection in sodium hypochlorite solutions. *Brazilian Dental Journal*, 20, 331-335.

Paranhos, H. D. F. O., Peracini, A., Pisani, M. X., Oliveira, V. D. C., Souza, R. F. D., & 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, 152-156.

Paranhos, H. D., Coimbra, F. C., Salles, M. M., Oliveira, V. D. C., Macedo, A. P., Pagnano, V. D., & Silva-Lovato, C. H. (2019). In vitro evaluation of the effectiveness of alkaline peroxide solutions in reducing the viability of specific biofilms. *American Journal of Dentistry*, 32(4), 201-207.

Paranhos, H. F. O., Silva-Lovato, C. H., Souza, R. F., Cruz, P. C., Freitas, K. M., & Peracini, A. (2007). Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(8), 606-612.

Pavarina, A. C., Machado, A. L., Giampaolo, E. T., & Vergani, C. E. (2003). Effects of chemical disinfectants on the transverse strength of denture base acrylic resins. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(11), 1085-1089.

- Pavarina, A. C., Pizzolitto, A. C., Machado, A. L., Vergani, C. E., & Giampaolo, E. T. (2003). An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(5), 532-536.
- Peracini, A., Andrade, M., Oliveira, V. C., Macedo, A. P., Silva-Lovato, C. H., Watanabe, E., & HF, O. P. (2017). Antimicrobial action and long-term effect of overnight denture cleansers. *American Journal of Dentistry*, 30(2), 101-108.
- Peracini, A., Davi, L. R., de Queiroz Ribeiro, N., de Souza, R. F., da Silva, C. H. L., & Paranhos, H. D. F. O. (2010). Effect of denture cleansers on physical properties of heat-polymerized acrylic resin. *Journal of Prosthodontic Research*, 54(2), 78-83.
- Perea-Lowery, L., Minja, I. K., Lassila, L., Ramakrishnaiah, R., & Vallittu, P. K. (2021). Assessment of CAD-CAM polymers for digitally fabricated complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(1), 175-181.
- Peyton, F. A. (1975). History of resins in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 19(2), 211-222.
- Phillips, R. W. (1991). *Science of dental materials*. WB saunders.
- Phillips, R. W., Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. (2013). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier/Saunders.
- Pipko, D. J., & El-Sadeek, M. (1972). An in vitro investigation of abrasion and staining of dental resins. *Journal of Dental Research*, 51(3), 689-705.
- Pisani, M. X., Silva, C. H. L. D., Paranhos, H. D. F. O., Souza, R. F., & Macedo, A. P. (2010). The effect of experimental denture cleanser solution *Ricinus communis* on acrylic resin properties. *Materials Research*, 13, 369-373.
- Polzer, I., Schimmel, M., Müller, F., & Biffar, R. (2010). Edentulism as part of the general health problems of elderly adults. *International Dental Journal*, 60(3), 143-155.
- Porwal, A., Khandelwal, M., Punia, V., & Sharma, V. (2017). Effect of denture cleansers on color stability, surface roughness, and hardness of different denture base resins. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 17(1), 61.
- Poskus, L. T., Placido, E., & Cardoso, P. E. C. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 20(8), 726-732.
- Powers, J. M., & Wataha, J. C. (2014). *Dental materials-E-book: properties and manipulation*. Elsevier Health Sciences.
- Powers, J. M., & Wataha, J. C. (2015). *Dental Materials-E-Book: Foundations and Applications*. Elsevier Health Sciences.
- Pröbster, L. (1992). Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 5, 409-409.
- Prpić, V., Schauperl, Z., Ćatić, A., Dulčić, N., & Čimić, S. (2020). Comparison of mechanical properties of 3D-printed, CAD/CAM, and conventional denture base materials. *Journal of Prosthodontics*, 29(6), 524-528.
- Purnaveja, S., Fletcher, A. M., Ritchie, G. M., Amin, W. M., Moradians, S., & Dodd, A. W. (1982). Colour stability of two self curing denture base materials. *Biomaterials*, 3(4), 249-250.
- Raab, F. J., Taylor, C. A., Bucher, J. A., & Mann, B. L. (1991). Scanning electron microscopic examination of ultrasonic and effervescent methods of surface

contaminant removal from complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(2), 255-258.

Raszewski, Z. (2020). Influence of polymerization method on the cytotoxicity of three different denture base acrylic resins polymerized in different methods. *Saudi Journal of Biological Sciences*, 27(10), 2612-2616.

Razak, P. A., Richard, K. J., Thankachan, R. P., Hafiz, K. A., Kumar, K. N., & Sameer, K. M. (2014). Geriatric oral health: a review article. *Journal of International Oral Health*, 6(6), 110.

Robinson, J. G. (1985). The whitening of acrylic dentures: the role of denture cleansers. *British Dental Journal*, 159, 247-250.

Rossi-Fedele, G., Guastalli, A. R., Doğramacı, E. J., Steier, L., & De Figueiredo, J. A. P. (2011). Influence of pH changes on chlorine-containing endodontic irrigating solutions. *International Endodontic Journal*, 44(9), 792-799.

Rueggeberg, F. A. (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 364-379.

Rutala, W. A., & Weber, D. J. (2001). New disinfection and sterilization methods. *Emerging Infectious Diseases*, 7(2), 348.

Rw, P. (1991). Skinner's science of dental materials.

Sagsoz, N. P., Yanikoglu, N., Ulu, H., & Bayındır, F. (2014). Color changes of polyamid and polymethyl methacrylate denture base materials. *Open Journal of Stomatology*, 4(10), 489.

Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). Craig's restorative dental materials-e-book. Elsevier Health Sciences.

Sali, S. (1999). PMMA dental kaide malzemesinin cam fiber destekleri ile mekanik özelliklerindeki artışların incelenmesi.

Salles, M. M., Badaro, M. M., Arruda, C. N. F. D., Leite, V. M. F., Silva, C. H. L. D., Watanabe, E., ... Paranhos, H. D. F. O. (2015). Antimicrobial activity of complete denture cleanser solutions based on sodium hypochlorite and *Ricinus communis*—a randomized clinical study. *Journal of Applied Oral Science*, 23, 637-642.

Sanders, J. L., Levin, B., & Reitz, P. V. (1991). Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence International*, 22(3).

Sato, S., Cavalcante, M. R. S., Orsi, I. A., Paranhos, H. D. F. O., & Zaniquelli, O. (2005). Assessment of flexural strength and color alteration of heat-polymerized acrylic resins after simulated use of denture cleansers. *Brazilian Dental Journal*, 16, 124-128.

Schubert, A., Wassmann, T., Holtappels, M., Kurbad, O., Krohn, S., & Bürgers, R. (2019). Predictability of microbial adhesion to dental materials by roughness parameters. *Coatings*, 9(7), 456.

Schweigera, J., Stumbaumb, J., Edelhoff, D., & Güthd, J. (2018). Systematics and concepts for the digital production of complete dentures: risks and opportunities Systematik und Konzepte zur digitalen Herstellung von Totalprothesen—Chancen und Risiken. *International Journal of Computerized Dentistry*, 21(1), 41-56.

Schwindling, F. S., & Stober, T. (2016). A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 756-763.

Sears, V. H. (1958). Developments in the denture field during the past half century. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 8(1), 61-67.

- Sexson, J. C., & Phillips, R. W. (1951). Studies on the effects of abrasives on acrylic resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1(4), 454-471.
- Sham, A. S., Chu, F. C., Chai, J., & Chow, T. W. (2004). Color stability of provisional prosthodontic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(5), 447-452.
- Sharma, P., Garg, S., & Kalra, N. M. (2017). Effect of denture cleansers on surface roughness and flexural strength of heat cure denture base resin-an in vitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 11(8), ZC94.
- Shay, K. (2000). Denture hygiene: a review and update. *Journal Contemporary Dental Practice*, 1(2), 28-41.
- Shen, C., Javid, N. S., & Colaizzi, F. A. (1989). The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture base resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(5), 583-589.
- Smith, D. C. (1966). The cleansing of dentures. *The Dental Practitioner and Dental Record*, 17(2), 39-43.
- Soh, M. S., & Yap, A. U. (2004). Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *Journal of Dentistry*, 32(4), 321-326.
- Souza, R. F., Fedorowicz, Z., Paranhos, H. F. O., & Silva-Lovato, C. H. (2009). Interventions for complete denture cleansing in adults (Protocol for a Cochrane review). *Cochrane Database of Systematic Reviews (Online)*, 7(4), p-CD007395.
- Srinivasan, M., Gjengedal, H., Cattani-Lorente, M., Moussa, M., Durual, S., Schimmel, M., & Müller, F. (2018). CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dental Materials Journal*, 2017-207.
- Srinivasan, M., Schimmel, M., Naharro, M., O'Neill, C., McKenna, G., & Müller, F. (2019). CAD/CAM milled removable complete dentures: time and cost estimation study. *Journal of Dentistry*, 80, 75-79.
- Steinmassl, O., Dumfahrt, H., Grunert, I., & Steinmassl, P. A. (2018). CAD/CAM produces dentures with improved fit. *Clinical Oral Investigations*, 22(8), 2829-2835.
- Steinmassl, O., Offermanns, V., Stöckl, W., Dumfahrt, H., Grunert, I., & Steinmassl, P. A. (2018). In vitro analysis of the fracture resistance of CAD/CAM denture base resins. *Materials*, 11(3), 401.
- Steinmassl, P. A., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Dumfahrt, H., & Grunert, I. (2017). Evaluation of currently available CAD/CAM denture systems. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(2), 116-22.
- Steinmassl, P. A., Wiedemair, V., Huck, C., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Grunert, I., & Dumfahrt, H. (2017). Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures. *Clinical Oral Investigations*, 21(5), 1697-1705.
- Sun, Y., Lü, P., & Wang, Y. (2009). Study on CAD&RP for removable complete denture. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 93(3), 266-272.
- Şahmalı, SM., Köksal, İ., Şahin, E. (1988). Tam ve bölümlü protezlerin sodium hypochlorite ile sterilizasyonu. *Hacettepe Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*. 12: 58-62.
- Takahashi, Y., Hamanaka, I., & Shimizu, H. (2013). Flexural properties of denture base resins subjected to long-term water immersion. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 716-720.
- Taylor, V. E., & Jordan, M. F. (1967). Denture corrosion. Report of a case. *British Dental Journal*, 122(9), 399-399.

Thompson, G. A. (2000). Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dental Materials*, 16(4), 235-243.

Unkovskiy, A., Wahl, E., Zander, A. T., Huettig, F., & Spintzyk, S. (2019). Intraoral scanning to fabricate complete dentures with functional borders: a proof-of-concept case report. *BMC Oral Health*, 19(1), 1-7.

Ünlü, A., Altay, O. T., & Sahmali, S. (1996). The role of denture cleansers on the whitening of acrylic resins. *International Journal of Prosthodontics*, 9(3).

Van Noort, R., & Barbour, M. (2014). Introduction to dental materials-e-book. Elsevier Health Sciences.

Verhaeghe, T. V., Wyatt, C. C., & Mostafa, N. Z. (2020). The effect of overnight storage conditions on complete denture colonization by *Candida albicans* and dimensional stability: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(2), 176-182.

Vieira, A. P. C., Senna, P. M., Silva, W. J. D., & Del Bel Cury, A. A. (2010). Long-term efficacy of denture cleansers in preventing *Candida* spp. biofilm recolonization on liner surface. *Brazilian Oral Research*, 24, 342-348.

Wagner, W. C., & Chu, T. M. (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The journal of prosthetic dentistry*, 76(2), 140-144.

Wallace, P. W., Graser, G. N., Myers, M. L., & Proskin, H. M. (1991). Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *The Journal of prosthetic dentistry*, 66(3), 403-408.

Walls, A. W. G., & Steele, J. G. (2004). The relationship between oral health and nutrition in older people. *Mechanisms of ageing and development*, 125(12), 853-857.

Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11, 162-167.

Watanabe, K., Kakita, Y., Kashige, N., Miake, F., & Tsukiji, T. (2000). Effect of ionic strength on the inactivation of micro-organisms by microwave irradiation. *Letters in applied microbiology*, 31(1), 52-56.

Weitman, R. T., & Eames, W. B. (1975). Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *The Journal of the American Dental Association*, 91(1), 101-106.

Wictorin, L. (1972). Effect of Toothbrushing on Acrylic Resin Veneering Material: II Abrasive Effect of Selected Dentifrices and Toothbrushes. *Acta odontologica scandinavica*, 30(3), 383-395.

Winkler, S., & Vernon, H. M. (1978). Coloring acrylic denture base resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 40(1), 4-7.

Wong, D. M., Cheng, L. Y., Chow, T. W., & Clark, R. K. (1999). Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(3), 300-304.

Woo, I. S., Rhee, I. K., & Park, H. D. (2000). Differential damage in bacterial cells by microwave radiation on the basis of cell wall structure. *Applied and Environmental Microbiology*, 66(5), 2243-2247.

Yanikoğlu, N. D., & Sakarya, R. E. (2020). Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: a literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(5), 9720-9734.

Yannikakis, S., Zissis, A., Polyzois, G., & Andreopoulos, A. (2002). Evaluation of porosity in microwave-processed acrylic resin using a photographic method. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(6), 613-619.

Yap, C. (1987). Developments in Prosthetic Dentistry in the Nineteenth Century. *Bulletin of the history of dentistry*, 35(1), 43-53.

Yavuzylmaz, H., Ulusoy, M., Kedici, P. S., & Kansu, G. (2003). Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları, Ankara.

Yazdanie, N., & Mahood, M. (1985). Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *The Journal of prosthetic dentistry*, 54(4), 543-547.

Yuzugullu, B., Acar, O., Cetinsahin, C., & Celik, C. (2016). Effect of different denture cleansers on surface roughness and microhardness of artificial denture teeth. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(5), 333-338.

Zafar, M. S. (2019). Wear behavior of various dental restorative materials. *Materials technology*, 34(1), 25-31.

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. AÜ Basımevi, Ankara, 515.

Zarb, G. A., Bolender, C. L., Eckert, S. E., Jacob, R., Fenton, A., & Mericske-Stern, R. (2004). Prosthodontic treatment for edentulous patients. *Complete dentures and implant-supported prostheses* (12th. ed). St. Louis: Mosby.

Zarb, G. A., Hobkirk, J., Eckert, S., & Jacob, R. (2013). *Prosthodontic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses* (13th ed). Elsevier Health Sciences.

EKLER

EK-1 ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Selin TEKİN
Eğitim	
Lisans	: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2017)
Uzmanlık	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
	Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	