



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

**FARKLI PROTEZ TEMİZLEME
PROSEDÜRLERİNİN AKRİLİK
REZİNLERİN PÜRÜZLÜLÜK VE
KANDIDA TUTULUMUNA ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Gamze Yaren BAŞKENT

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ

TRABZON-2023



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

**FARKLI PROTEZ TEMİZLEME
PROSEDÜRLERİNİN AKRİLİK
REZİNLERİN PÜRÜZLÜLÜK VE
KANDİDA TUTULUMUNA ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Gamze Yaren BAŞKENT
ORCID: 0000-0003-0443-6525

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ
ORCID: 0000-0002-9577-5700

TRABZON-2023

ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Prof. Dr. Sedanur TURGUT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Gamze Yaren BAŞKENT’ in hazırladığı “Farklı Protez Temizleme Prosedürlerinin Akrilik Rezinlerin Pürüzlülük ve Kandida Tutulumuna Etkisinin Değerlendirilmesi” başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi	: 03.10.2023
Jüri Üyesi Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ	: _____
Jüri Üyesi Prof. Dr. Sedanur TURGUT	: _____
Jüri Üyesi Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ	: _____

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR
Dekan

EKİM – 2023
TRABZON

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

03.10.2023

Gamze Yaren BAŞKENT
(İmza)

İthaf

Uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan canım aileme ve sevgili eşime ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim ve tez dönemim boyunca bilgisini ve desteğini esirgemeyen, mesleki ve akademik tecrübeleri ile yol göstererek her zaman yanımda olan tez danışmanım, kıymetli hocam Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değerli hocalarım Prof. Dr. Sedanur TURGUT, Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ ve Dr. Öğr. Üyesi Mehmet UĞUR'a,

Tezimin istatistiksel analizinde bilgisinden faydalandığım değerli hocam Sayın Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Tezimin mikrobiyolojik deneylerinin yürütülmesine yardımcı olan ve bilgileriyle katkı sağlayan Dr. Öğr. Üyesi Cihan İNAN'a,

Tezimin makine bölümü ile ilgili deneylerinin yürütülmesine yardımcı olan ve bilgileriyle katkı sağlayan Dr. Öğr. Üyesi Harun YANAR'a

Varlıkları ile bana güç veren, karşılıksız sevgilerini hep üzerimde hissettiğim, canım aileme ve sevgili eşime,

Teşekkürlerimi sunarım...

Gamze Yaren BAŞKENT

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜRLER

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

ix

ŞEKİLLER DİZİNİ

xi

RESİMLER DİZİNİ

xii

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xiv

ÖZET

xvi

ABSTRACT

xvii

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

4

2.1. Protez Kaide Materyali Olarak Kullanılan Polimerler

4

2.1.1. Akrilik Rezınler

4

2.2. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

5

2.3. Protez Kaide Materyallerinin Sahip Olması Gereken Özellikler

6

2.4. Protez Kaide Materyalleri Olarak Kullanılan PMMA İçerikli Akrilik Rezınlerin Sahip Olması Gereken Özellikler

7

2.4.1. Kimyasal Özellikler

7

2.4.2. Fiziksel Özellikler

8

2.4.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü

8

2.4.3. Mekanik Özellikler

11

2.4.4. Biyolojik Özellikler

11

2.5. Astar Materyalleri

12

2.5.1. Astar Materyallerinin Endikasyonları

12

2.5.2. Astar Materyallerinin Sınıflaması

13

2.5.3. Sert Astarlama Yöntemleri:

13

2.5.4. Astar Materyallerinin Dezavantajları

16

2.6. Protez Stomatiti

17

2.6.1. Etiyoloji

18

2.6.2. Protez Stomatiti Tedavisi	19
2.7. Candida Albicans	20
2.7.1. Candida Albicansların Patojenitesi ve Protez Stomatitindeki Rolü	21
2.7.2. Candida Albicansın Protez Materyallerine Tutunması	22
2.7.2.1. Materyalin Cinsi	23
2.7.2.2. Yüzey Bitim Şekli	23
2.7.2.3. Tükürüğün Etkisi	24
2.7.2.4. Protez Hijyeni	25
2.8. Mikrobiyal Hücre Sayım Yöntemleri	25
2.8.1. Spektrofotometri	25
2.8.2. Petri Sayımı	26
2.9. Ağızda Görülen Kandida Enfeksiyonları	26
2.9.1. Akut Psödomembranöz Kandidiyazis	27
2.9.2. Angüler Keilitis	27
2.9.3. Akut Atrofik (Eritematöz) Kandidiyazis	27
2.9.4. Kronik Atrofik (Eritematöz) Kandidiyazis	28
2.10. Protez Temizleme Metotları	28
2.10.1. Kimyasal Yöntemler	29
2.10.1.1. Alkalen Hipokloritler	29
2.10.1.2. Alkalen Peroksitler	29
2.10.1.3. Dilüe Asitler	31
2.10.1.4. Enzimler	31
2.10.1.5. Dezenfektanlar	31
2.10.2. Mekanik Yöntemler	32
2.10.2.1. Abraziv Ajanlar	32
2.10.2.2. Ultrasonik Temizleyiciler	33
2.10.2.3. Mikrodalga Fırın	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. Örneklerin Hazırlanması	37
3.1.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezin Örneklerin Hazırlanması	37
3.1.2. Otopolimerize Akrilik Rezin Örneklerin Hazırlanması	40
3.1.3. Sert Astar Örneklerin Hazırlanması	40
3.1.4. Örneklerin Tesviye, Polisaj ve Sterilizasyon İşlemleri	41
3.2. Örnek Gruplarının Oluşturulması	41

3.3. Protez Temizleme Metodları	42
3.3.1. Efervesan Tablet ile Protez Temizleme Prosedürü	43
3.3.2. Fırçalama Yöntemi Temizlik Prosedürü	45
3.3.3. Elektrolize Su ile Temizlik Prosedürü	46
3.4. Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri	47
3.5. Mikrobiyoloji Testi	49
3.5.1. Candida albicans'ın Hazırlanması	49
3.5.2. Kontaminasyon İşlemleri	52
3.5.3. Candida albicans Koloni sayımı	56
3.6. İstatistiksel Değerlendirme	56
4. BULGULAR	58
4.1. Yüzey Pürüzlülük Testine Ait Bulgular	58
4.2. Mikrobiyoloji Testine Ait Bulgular	78
4.2.1. Materyaller Arası İlk Candida Albicans Koloni Sayımı Bulguları	78
4.2.2. Candida Albicans Koloni Sayımı 3. Ay Bulguları	80
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	84
6. KAYNAKLAR	97
ÖZGEÇMİŞ	118

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Otopolimerizan sert astar materyalleri tipleri	14
Tablo 2. Çalışmada kullanılan kaide ve astar materyallerin; adları, üretici bilgileri ve türleri	35
Tablo 3. Çalışma grupları ve örnek sayıları	43
Tablo 4. Protez temizleme solüsyonu, içeriği ve üretici firma	44
Tablo 5. Protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önce materyallerin kontrol gruplarının ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapmaları (Ra)	58
Tablo 6. Protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önce materyallerin kontrol gruplarının ikili karşılaştırmaları	59
Tablo 7. Protez temizleme prosedürleri uygulamasının 7. gününde örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmalarının tanımlayıcı istatistikleri	60
Tablo 8. Protez temizleme prosedürü uygulamasının 7. gününde grupların ikili karşılaştırmaları	61
Tablo 9. Protez temizleme prosedürleri uygulamasının 1. ayında örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmalarının tanımlayıcı istatistikleri	63
Tablo 10. Protez temizleme prosedürü uygulamasının 1. ayındaki grupların ikili karşılaştırmaları	64
Tablo 11. Protez temizleme prosedürleri uygulamasının 3. ayında örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmalarının tanımlayıcı istatistikleri	66
Tablo 12. Protez temizleme prosedürü uygulamasının 3. ayındaki grupların ikili karşılaştırmaları	67
Tablo 13. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait multivaryans testi (c) sonuçları.	68
Tablo 14. Isı ile polimerize sert akrilik rezin materyalinin yüzey pürüzlülük değerinin zamana bağlı farklı protez temizleme prosedürleri ile karşılaştırılması	70
Tablo 15. Otopolimerize sert akrilik rezin materyalinin yüzey pürüzlülük değerinin zamana bağlı farklı protez temizleme prosedürleri ile karşılaştırılması	71
Tablo 16. Sert astar materyalinin yüzey pürüzlülük değerinin zamana bağlı farklı protez temizleme prosedürleri ile karşılaştırılması	73
Tablo 17. Isı ile polimerize olan sert akrilik materyalinin protez temizleme prosedürlerinin zamana bağlı ikili karşılaştırmaları	74
Tablo 18. Otopolimerize akrilik rezin materyalinin protez temizleme prosedürü uygulanan gruplarının zamana bağlı ikili karşılaştırması	76

Tablo 19. Sert astar materyalinin protez temizleme prosedürleri uygulanmış gruplarının zamana bağlı ikili karşılaştırması	77
Tablo 20. İlk ölçülen <i>C. albicans</i> koloni sayımı değerleri ($\times 10^7$) (CFU/ mL) ve standart sapmalarının tanımlayıcı istatistikleri	78
Tablo 21. Tüm örnekler için tek yönlü varyans (ANOVA) analizi	79
Tablo 22. Materyallerin ikili karşılaştırmaları	79
Tablo 23. 3. ay sonunda örnekler üzerinde ölçülen kolonilerin ortalama değerleri ve standart sapmalarının tanımlayıcı istatistiği (CFU/ml)	80
Tablo 24. Materyallerin uygulanan protez temizleme yöntemlerine göre ikili karşılaştırmaları	81
Tablo 25. Protez temizleme yöntemlerinin materyallere göre ikili karşılaştırmaları	82

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Kontakt profilometrenin şematik görünümü (44)	9
Şekil 2. Optik profilometrenin şematik görüntüsü	10



RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Meliodent 1s1 ile polimerize akrilik toz ve likit	36
Resim 2. Meliodent otopolimerize akrilik toz ve likit	36
Resim 3. GC Reline Hard sert astar toz ve likit	37
Resim 4. Mum örnekler hazırlanırken kullanılan paslanmaz çelik model	38
Resim 5. 1s1 ile polimerize akrilik örneklerin muflalama işlemi için hazırlanan mum örnekler	38
Resim 6. Alçı içine yerleştirilen mum örnekler	39
Resim 7. Alçıya gömülen disk şekilli mum örneklerin negatifleri	39
Resim 8. Metal blokta hazırlanan otopolimerize akrilik örnekler	40
Resim 9. Metal blok içerisinden çıkarılan sert astar örnekleri	40
Resim 10. Örneklerin UV ışığı ile sterilizasyonu	41
Resim 11. Corega efervesan tablet	44
Resim 12. Protez temizleme solüsyonunda bekletilen örnekler (A-1s1 ile polimerize sert akrilik, B- otopolimerize sert akrilik, C- sert astar örnekleri)	45
Resim 13. Dış fırçası düzeneği şematik çizimi	45
Resim 14. Fırçalama temizlik grubu düzeneği	46
Resim 15. Elektrolize su cihazı içerisine su ve rafine tuzun koyulup çalıştırılması	47
Resim 16. Elektrolize su içerisinde bekletilen örnekler (A-1s1 ile polimerize sert akrilik, B- otopolimerize sert akrilik, C- sert astar örnekleri)	47
Resim 17. Yüzey pürüzlülüğünün ölçüldüğü kontakt profilometre cihazı	48
Resim 18. Kontakt profilometre cihazı ile materyallerin pürüzlülüğünün ölçülmesi	49
Resim 19. 37°C de 24 saat etüvde inkübe edilen mikroorganizmalar	50
Resim 20. Sıvı besiyerine ekilen mikroorganizmaların 37°C de 24 saat sallayıcı etüvde inkübasyona bırakılması	50
Resim 21. Gece kültürüne bırakılan sıvı besiyeri (sağdaki kontrol, soldaki bulanık olan candida ekilmiş besiyeri)	51
Resim 22. Gece kültürüne bırakılan mikroorganizmaların santrifüj ile sıvı besiyerinin uzaklaştırılması	51
Resim 23. Süspansiyonun spektrofotometrede ölçümünün alınması	52
Resim 24. Kontamine edilen örnekler	53
Resim 25. Materyallere tutunan mikroorganizmaların sıvıya geçmesi amacıyla vortekslenmesi	53

Resim 26. Sıvıdan 10 µl boş bir efendorfa alınması	54
Resim 27. 90 µl fosfat tamponlu tuz ilave edilerek 10^{-1} oranında seyreltik solüsyon elde edilmesi	54
Resim 28. Petrilere yayma ekim yapılması	55
Resim 29. 37° C’de 24 saat etüvde inkübasyona bırakılan petriler	55
Resim 30. Çıplak göz ile koloni sayımının yapılması	56



KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

3D	3 Dimension- Üç Boyutlu
AIDS	Edinilmiş Bağışıklık Eksikliği Sendromu
Ark.	Arkadaşları
ATCC	Amerikan Tipi Kültür Koleksiyonu
BMA	Butil Metakrilat
µm	Mikrometre
µl	Mikrolitre
CAD/CAM	Computer Aided Design /Computer Aided Manufacturing (Bilgisayarlı Tasarım/ Bilgisayarlı Üretim)
CFU	Colony Forming Unit (Koloni Oluşturan Birim)
Cr-Co	Krom-Kobalt
Dk	Dakika
DMPT	Dimetil-p-toluidin
EGDMA	Etilenglikol Dimetakrilat
GmbH	Limited Şirketi
Gr	Gram
HDMA	Diaminoheksan
ISO	Uluslararası Standart Organizasyonu
HIV	İnsan Bağışıklık Yetmezliği Virüsü
mg	Miligram
mL	Mililitre
mm	Milimetre
MMA	Metilmetakrilat
mm/s	Milimetre/saniye
Mpa	Megapaskal
N	Kuvvet
nm	Nanometre
OD	Optik Dansite
PBS	Fosfat Tamponlu Tuz
PEMA	Polietilmetakrilat

pH	Hidrojenin Gücü
PMMA	Polimetilmetakrilat
POM	Polioksimetilen
Psi	İnçkare başına libre
Ra	Yüzey Pürüzlülüğü Aritmetik Ortalaması
Rpm	Dakikadaki Devir Sayısı
SDA	Sabouraud Dekstroz Agar
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
UV	Ultraviyole
W	Watt
Simgeler	
%	Yüzde
°C	Santigrad Derece
<	Küçüktür
>	Büyüktür
α	Alfa
μ	Mikro
P	Anlamlılık
m²	Metrekare
°	Derece

ÖZET

Farklı Protez Temizleme Prosedürlerinin Akrilik Rezinlerin Pürüzlülük Ve Kandida Tutulumuna Etkisi

Protez stomatitinin gelişmesindeki en önemli etken *Candida albicans* (*C. albicans*)'ın akrilik kaide materyallerine yapışması ve kolonizasyonudur. Protez temizliğinin yetersiz olması akrilik kaide materyallerindeki *C. albicans* kolonizasyonunu kolaylaştırmaktadır. Çalışmamızın amacı; farklı protez temizleme prosedürlerinin akrilik rezinlerin pürüzlülük ve kandida tutulumlarına etkisinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda bir ısı ile polimerize akrilik rezin (Meliodent), bir otopolimerize akrilik rezin (Meliodent Rapid Repair) ve bir sert astar materyali (GC Reline Hard) kullanıldı. 10×10×2 mm boyutlarında yuvarlak örnekler hazırlandı. Örnekler ultraviyole cihazı ile sterilize edilip 24 saat distile suda bekletildi. *C. albicans* suşu (ATCC1023) ilk olarak Sabouraud dextrose agar besiyerine ekildi ve 37°C de 24 saat etüvde inkübe edildi. Etüvde kontamine edilen örneklerde yayma ekim yapılarak kolonilerin göz ile sayımı yapıldı. İlk mikrobiyolojik testin ardından örnekler distile su (kontrol grubu), Corega alkali peroksit içerikli efervesan tablet, diş fırçası ile fırçalama ve elektrolize su ile protez temizleme prosedürlerine tabi tutulmak üzere alt gruplara ayrıldı. Protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önce, uygulanmaya başladıktan sonra 7. gün 1. ay ve 3. ayda örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri kontakt profilometre cihazı ile ölçüldü. Kandida tutulumları başlangıçta ve 3 ay temizlik uygulamaları sonrasında ölçüldü. Yüzey pürüzlülüğü testine ve mikrobiyoloji testlerine ait verilerin istatistiksel değerlendirilmeleri için SPSS 17.0 kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Yüzey pürüzlülük analizlerinde tekrarlayan örnekler için üç yönlü ANOVA testi ve Bonferroni düzeltmesi ile birlikte eşleştirilmiş örneklem t-testi kullanıldı. Tüm analizlerde $p<0,05$ düzeyi anlamlı olarak kabul edildi.

Bu çalışmada üç farklı akrilik rezin materyalinde protez temizleme prosedürlerinin uygulanmaya başlamasından sonraki 1. ay ve 3. aydaki yüzey pürüzlülük değerleri anlamlı olarak azalmıştır ($p<0,05$). Üç ay sonunda en pürüzlü yüzeyler elektrolize su gruplarında ölçüldü. Üç ay sonundaki kandida ölçümlerinde en yüksek değer elektrolize su gruplarında görüldü.

Anahtar Kelimeler: Akrilik rezin, *Candida albicans*, yüzey pürüzlülüğü, elektrolize su

ABSTRACT

Effect of Different Denture Cleaning Procedures on Surface Roughness and Candida Retention of Acrylic Resins

The most important factor in the development of prosthetic stomatitis is the adhesion and colonization of *Candida albicans* (*C. albicans*) to acrylic base materials. Insufficient denture cleaning facilitates *C. albicans* colonization in acrylic base materials. The aim of the study is to evaluate the effects of different denture cleaning procedures on the roughness and candida uptake of acrylic resins over time. Furthermore, the study focuses on evaluating the effects of different denture cleaning procedures on the surface roughness and adherence of candida of acrylic resins.

A thermopolymerized acrylic resin (Meliodent), an autopolymerized acrylic resin (Meliodent Rapid Repair) and a hard relining material (GC Reline Hard) were used in the study. The round shaped samples of 10×10×2 mm were prepared. The samples were sterilized with an ultraviolet device and kept in distilled water for 24 hours. *C. albicans* strain (ATCC1023) was cultured on Sabouraud dextrose agar medium at 37°C for 24 hours. Samples were contaminated with diluted candida solution. Then, the colonies were counted visually by the eye counting method. After the first microbiological test, the samples were divided into subgroups to be subjected to distilled water (control group), Corega alkaline peroxide containing effervescent tablet, toothbrushing and denture cleaning procedures with electrolyzed water. The surface roughness values of the samples were measured with a contact profilometer device both before the denture cleaning procedures were applied and the 7th day, 1st month and 3rd month after the application. Candida retention was assessed at baseline and 3 months after of cleaning practices. Statistical analysis of the the surface roughness test and microbiology test data was performed using SPSS 17.0. The Shapiro Wilk test was used to assess how well the data adhered to the normal distribution. Three-way ANOVA test and paired sample t-test with Bonferroni correction were used for repetitive samples in surface roughness analyses. $p < 0,05$ level was considered significant in all analyzes.

In this study, the surface roughness values of the three different acrylic resin materials decreased significantly in the 1st and 3rd months after the application of denture cleaning procedures ($p < 0.05$). After three months, the roughest surfaces were measured in the electrolyzed water groups. As a result of the microbiological test at the end of three

months, the most adherence of candida was observed in the electrolyzed water groups of the materials.

Keywords: Acrylic resin, *Candida albicans*, surface roughness, electrolyzed water



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Bireylerde doğal dişlerin kaybı; fonksiyonel, fonetik ve estetik problemlere neden olurken buna bağlı olarak da kişinin fizyolojik, biyolojik, sosyal ve psikolojik durumunu da etkilemektedir (1). Diş kayıpları sonucu oluşan kısmi veya tam dişsiz durumu protetik restorasyonlarla tedavi edilebilmektedir (2). Hareketli bölümlü veya tam protezler dişsiz hastaların rehabilitasyonunda uzun yıllardır kullanılmaktadır. Son yıllarda tedavi yöntemleri arasında da implant destekli protezler önemli bir yer edinmiştir. İmplant uygulamasının riskli veya kontrendike olduğu durumlarda da bu geleneksel protetik yaklaşımlardan yararlanılır (3, 4).

Hareketli protezlerde kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülük özelliğini bilmek önemlidir. Yüzey pürüzlülüğü doğrudan veya dolaylı olarak renk değişimini, mikroorganizma tutulumunu, ağız dokularının genel durumunu ve hasta konforunu etkilemektedir (5). Akrilik rezin yüzeylerinde yapılan mikrobiyolojik çalışmalarda, pürüzsüz yüzeylerdeki mikroorganizma tutulumunun pürüzlü yüzeylere göre daha az olduğu belirtilmiştir. Buna neden olarak yüzeydeki düzensizliklerin mikroorganizmaların tutunması için kapalı bir alan yaratması gösterilmiştir (6–8).

Hastaların hareketli protez kullanımı süresince protezin ilişkili olduğu dokuların sağlığının ve devamlılığının korunması önemlidir. Bu nedenle hastaların protezlerini temiz tutması ve hijyen koşullarına uyması gerekmektedir. Protez üzerinde bakteriyel plak ve gıda artıkları protez stomatitinin oluşumunda önemli nedenlerdir. Bu birikimlerin olduğu protezlerde *Candida albicans* (*C. albicans*) türü mantarların da sıkça görüldüğü çeşitli araştırmalarda gösterilmiştir. Yine birçok araştırma, protez kullanan hastaların çoğunluğunun protezleri temiz tutmada başarısız olduğunu göstermektedir (9, 10). Bu nedenle iyi bir protez hijyeni sağlanması ve bunun korunması, protez stomatitinin önlenmesinde önemli bir etkidir (11). Protez plağı bireyler için enfeksiyon kaynağıdır ve pek çok klinik problemin nedenidir. Daha önemlisi, yaşlı ve immün sistemi baskılanmış kişilerde fırsatçı enfeksiyon için protez plağının bir risk faktörü olduğu bilinmektedir. Ayrıca, yaşlı hastaların protezlerini temizleme becerileri azalmıştır. Bu nedenle, yaşlı nüfusta plağa bağlı enfeksiyonlar, hem dental hem de medikal bir problemdir ve önemli bir sağlık sorunudur (12, 13).

Protez yapımında kullanılan kaide rezinleri, kandida biyofilmelerinin gelişimi için ana substrat görevi görmektedir (14). Ayrıca, protez yüzeyleri üzerindeki tutucu alanlar ve etkili

olmayan temizlik biyofilmin kalıcılığına katkıda bulunur (11, 14). Kandida türlerinin protez materyallerinin yüzeylerinde biyofilm oluşturma kabiliyetinin kandida virölansı açısından önemli olduğu öne sürülmüştür (15). Etkili hijyen yöntemlerinin belirlenmesi, özellikle protezlerini temiz tutmakta zorluk çeken bireyler için, protez kaide rezininden kandida biyofilminin günlük olarak uzaklaştırılmasını kolaylaştıracaktır (16, 17).

Protezlerin temizlenmesinde hastalara genellikle mekanik ve kimyasal olmak üzere iki önemli yaklaşım tavsiye edilmektedir. Protezler ayrıca bu iki yöntemin kombinasyonu ile de temizlenebilir (17). Fırçalama, ultrasonik cihazların kullanımı ve mikrodalga fırınların kullanımı mekanik yöntemleri oluşturmaktadır. Kimyasal tipteki protez temizleyicileri ise temel bileşenlerine ve etki mekanizmalarına göre; alkali peroksitler, alkali hipokloritler, sulandırılmış asitler, dezenfektanlar ve enzimler olarak sınıflandırılır (13). Protez üzerinde biriken plakların uzaklaştırılmasında mekanik temizlemenin mikrobiyolojik etkinliğinin az olması nedeniyle, özellikle yaşlı hastalarda temizleme işlemini kolaylaştırmak amacıyla kimyasal temizleme yöntemleri de yaygın bir şekilde önerilmekte ve protezlerin kimyasal olarak temizleme işlemleri protezin solüsyon içerisine bırakılması ya da solüsyonların bir fırça yardımıyla proteze uygulanması ile gerçekleştirilmektedir. Kimyasal olarak en sık kullanılan protez temizleme yöntemi; protezin temizleyici solüsyonlara daldırılmasıdır. Alkali peroksitler, tablet ya da toz halinde bulunurlar. Bunlar su içerisinde çözününce içeriğinde bulunan perborat reaksiyona girerek peroksit çözeltisi oluşturur. Sonuçta oksijen açığa çıkar ve mekanik bir etkiyle birikintileri yerinden sökerek protezden uzaklaştırılmasını sağlar (11, 17). Protez temizliğinde kullanılan dezenfektanlardan biri de elektrolize sudur. *C. albicans*'a karşı antifungal aktiviteye sahiptir. Ayrıca elektrolize suyun antitümör ve antiinflamatuvar etkileri gibi insan sağlığına faydalar sağladığı bildirilmiştir. Bu nedenle son zamanlarda elektrolize suyu kullanan protez saklama ve temizleme cihazı geliştirilmiştir (18–20).

Protezlerin mikrobiyolojik temizliği yapılırken, kimyasal temizleme ajanlarının protezlerde fiziksel, kimyasal veya mekanik değişikliğe neden olmaması gerekir (21). Teorik olarak bir protez, kullanıldığı süre boyunca birçok kez protez temizleme ajanlarına maruz kalacağı için, bu maddelerin plak temizleme etkilerinin yüksek olması kadar, protez materyali üzerinde zararlı bir etki oluşturup oluşturmaması da önemli ve bilinmesi gereken bir konudur (13).

Bu çalışmanın amacı farklı akrilik rezin materyallerine farklı protez temizleme prosedürleri uygulanarak yüzey pürüzlölük değeriinde meydana gelen değışimleri incelemek ve kandida tutulumlarını değeriendirmektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Protez Kaide Materyali Olarak Kullanılan Polimerler

2.1.1. Akrilik Rezinler

Akrilik rezinler genel olarak etilen türevi maddeler olup, bir vinil grubu içerirler. Diş hekimliğinde kullanılan akrilik rezinler iki farklı rezin grubundan oluşur:

1-Akrilik asit ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$),

2- Metakrilik asit [$\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$] .

Akrilik rezinlerden kullanımı yaygın olan grup, metakrilik asidin metil esteri olan metilmetakrilattır. Metakrilatın polimerizasyonu ile elde edilen dental polimer polimetilmetakrilat (PMMA); hidrofobik, doğrusal yapıdaki bir zincir polimeridir. Genellikle toz, sıvı ya da jel halinde bulunup en yaygın kullanımı toz- likit kombinasyonudur (22).

- Toz (Polimer)

Ana madde kimyasal olarak PMMA'tır. Bunun dışında metil, etil, butil ve diğer akrilik metakrilatlar ilave edilerek modifiye edilebilirler (23). İçerisinde genellikle akrilik polimer ya da kopolimer taneleri, pigment ve boyalar, reaksiyon başlatıcı maddeler, opak maddeler, plastikleştirici maddeler, organik ve inorganik lifler barındırır. Tozun içerisindeki polimer tanecikleri küçük ve düzensiz yapıdadır (22). Reaksiyon başlatıcı maddeler benzoil peroksit ya da diizobutilazonitrilidir. Tozdaki benzoil peroksit oranı %0,5-1,5' tir. Bunlar herhangi bir değişim olmadan kimyasal reaksiyonun ilerlemesine yardımcı ajanlardır (24). Polimerizasyon esnasında dibutil fitalat gibi plastikleştiriciler toza katılır ya da monomer içinde hazır olarak bulunurlar. Zirkonyum silikat gibi inorganik tanecikler ya da cam lifleri ve taneleri plastiklere ilave edilir. Plastik ile taneciklerin bağlanmasını ve ıslanmasını arttırmak için viniltrioksisisilan gibi bazı bağlayıcı maddeler kullanılır (22). PMMA' nın saf hali şeffaftır. Renklendirme amaçlı eklenen pigmentler ile uyumu iyidir. PMMA'ya doku rengi vermek için civa sülfid, demir oksit ve karbon siyahı; beyaz renk vermek için metal oksitleri ilave edilir. Ayrıca polimerin dayanıklılığını arttırmak için içerisine alümina tanecikleri, boron nitrit, silikon karbit ilave edilir. Titanyum dioksit ve çinko oksit opasiteyi, inorganik tanecikler ve boyalı organik lifler ise ağız içi mukozasındaki kan damarlarını taklit etmek amacıyla ilave edilir (24).

- Likit (Monomer)

Likitin temel yapısını metil metakrilat (MMA) oluşturur. MMA şeffaf renkte, 100,3° C'de kaynayan, kendine has kokusu olan, renksiz, düşük viskoziteli ve uçucu bir sıvıdır (24). Işık, ısı ve havadaki oksijen aracılığı ile monomer kolayca polimerize olabilmektedir. Polimerizasyonun önüne geçmek ve raf ömrünü uzatmak için inhibitör olarak %0,003-0,1 konsantrasyonunda hidrokinon ilave edilmektedir. Protez kaidesinin yüzeyinde oluşabilecek küçük çatlak ve çizilmelere karşı dayanıklılığını artırmak amacıyla çapraz bağlantı ajanları eklenir. En sık kullanılan çapraz bağlantı ajanı %2-14 oranında katılan glikol dimetakrilattır (25, 26). Sadece kendi kendine sertleşen (otopolimerize) ya da diğer adıyla soğuk akriliklerde aktivatör bulunur (24, 26).

2.2. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

Protez kaide maddeleri, polimer yapıları ve polimerizasyon tipleri gibi kriterler göz önüne alınarak farklı şekillerde sınıflandırılabilirler:

• Polimer yapısına göre:

1. Poliakrilik asit ester,
2. Polivinil ester,
3. Polistiren,
4. Polikarbonat,
5. Polisülfon,
6. Lastik modifiye polimetakrilik asit ester,
7. Polidimetakrilik asit ester,
8. Poliasetal rezin/ Polioksimetilen (POM).

• Polimerizasyon Yolu ve Tekniğine Göre:

1. Isı İle Polimerize Olan Akrilik Resin,
 - 1.1. Konvansiyonel Basınçla Kalıplama Tekniği İle Polimerize Olan Resin,
 - 1.2. Enjeksiyon Kalıplama Tekniği İle Polimerize Olan Resin.

2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezin,

2.1. Konvansiyonel Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezin,

2.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akışkan Akrilik Rezin,

3. Işık İle Polimerize Olan Akrilik Rezin,

4. Mikrodalga İle Polimerize Olan Akrilik Rezin

5. CAD/CAM Teknolojisinde Kullanılan Akrilik Rezinler

5.1. Eksiltmeli (Prepolimerize blokların kazımalı) Üretilen Akrilik Kaide Rezinleri

5.2. Eklemeli (3B yazıcılarda) Üretilen Akrilik Kaide Rezinleri (27–30).

2.3. Protez Kaide Materyallerinin Sahip Olması Gereken Özellikler

1. Çiğneme kuvvetleri karşısında oransal limit, yüksek gerilim ve yüksek elastikiyet modülüne sahip olmalı, bu şekilde protezin ince hazırlanması gereken bölgelerinde dirençli olmalıdır.

2. Materyalin tesviye işlemlerinde şekillendirilmesi kolay ve rahat olmalıdır.

3. Çiğneme ve yutkunma gibi tekrarlanan kuvvetlere karşı yeterli yorgunluk direncine sahip olmalıdır.

4. Fonksiyon ve temizleme prosedürleri sırasında aşınmaya karşı dirençli olmalıdır.

5. Yüksek difüzyon katsayısına ve düşük su emme oranına sahip olup ağız sıvılarına karşı çözünürlüğü az olmalıdır.

6. Yapay dişler ile benzer ısısal genleşme katsayısına sahip olmalıdır.

7. Artık monomer miktarı en az olmalı ve ağız dokuları için toksin madde içermemelidir.

8. Protez kaidesinin, yapay dişler ve protez yapımında kullanılan diğer materyaller ile arasında iyi bir kimyasal bağlantısı olmalıdır.

9. Tamiri yapıldığında şekil ve boyut değişikliğine uğramamalıdır. Astarlama ve rebazaj işlemi kolayca yapılabilmelidir.

10. Parlak ve düzgün yüzey elde edilebilmeli ve estetiği iyi olmalıdır. Estetiğinin iyi olması için kaide maddesi ışığa karşı geçirgen olmalıdır. Klinik kullanımı sırasında renk değişimi olmamalıdır.

11. Kırılmaya karşı dirençli ve çarpma dayanıklılığı yüksek olmalıdır. Protez yere düştüğü zaman kırılmamalıdır.

12. Bakteri invazyonuna karşı dirençli olmalıdır.

13. Boyutsal stabilitesi iyi olmalı, ağız sıvılarında ve dışarıda boyutunu koruyabilmeli ve yüzey detaylarını iyi vermelidir.

14. Radyopak olmalıdır.

15. Hafif olmalıdır.

16. Isı iletkenliği iyi olmalı ve hastalar sıcak ve soğuk uyarıları iyi algılayabilmelidir.

17. Ekonomik olmalıdır.

18. Raf ömrü uzun olmalıdır.

19. Hastalar tarafından kolay temizlenebilmelidir (22–24).

2.4. Protez Kaide Materyalleri Olarak Kullanılan PMMA İçerikli Akrilik Rezinlerin Sahip Olması Gereken Özellikler

2.4.1. Kimyasal Özellikler

PMMA, organik çözücülerde (ketonlar ve esterler gibi) çözünme miktarları yüksek olan ancak kimyasal olarak, sudaki çözünme seviyesi ihmal edilebilir derecede az olan bir organik rezindir. Benzer şekilde, alkol içerikli çözeltiler plastikleştirici görevi görür. Bu yüzden protezlerin alkollü solüsyonlar içerisinde saklanması ya da temizlenmesinden kaçınılmalıdır.

PMMA içerikli protez materyalleri, sıvıyı absorbe edebilmektedir (30). Bunun sonucu olarak, nüfuz eden su molekülleri PMMA'nın genişlemesine neden olur ve boyutsal stabiliteyi etkilemektedir (31).

Çözünürlük de boyutsal stabiliteyi etkileyebilecek bir diğer özelliktir (32). Çeşitli çalışmalar, mevcut kullanılan PMMA içerikli protez materyallerinin su emme ve çözünürlüğünün ISO 20795-1 tarafından belirtilen gerekli değerlerin altında olduğunu bildirmiştir (30).

Su emme ve çözünürlüğün doğrudan protezde bulunan artık monomer miktarı ile ilişkili olduğu düşünüldüğünde, ısıyla polimerize olan PMMA materyalleri, otopolimerize

olan PMMA'ya kıyasla daha iyi seviyede polimerizasyon, daha az artık monomer ve daha iyi kimyasal özellikler sergiler (30).

PMMA suyla kimyasal olarak reaksiyona girmese de protezin su içerisinde düzenli aralıklarla saklanması, döngüsel su emilimi ve kuruma oluşturmaları nedeniyle boyutsal değişiklikler veya çatlamalara neden olabilir (33). Çapraz bağlama ajanları (etilen glikol dimetakrilat ve 1,4-butilen glikol dimetakrilat gibi) genellikle PMMA'nın yapısına eklenir. Çapraz bağlama ajanları, PMMA'nın organik çözücüler içinde çözünme eğilimini azaltır ve organik çözücülere karşı direncini artırır. Ek olarak, çapraz bağlayıcılar, polimerize malzemelerdeki oksijen engelleyici katmanların ve artık monomerlerin oluşumunu azaltır (34). Mevcut kullanılan PMMA protez materyalleri oral kavitede kabul edilebilir seviyede kimyasal stabilite göstermektedir (6).

2.4.2. Fiziksel Özellikler

Protez materyalleri, besinlerin sıcaklığını hastaların ağız dokularına iletmesi için kabul edilebilir seviyede termal iletkenliğe sahip olmalıdır. Bununla birlikte, PMMA'nın ısı iletkenliği düşüktür (7).

Estetik gereksinimleri karşılamak için, PMMA protez kaide materyalleri renk, ton ve doku açısından oral mukozayı taklit etmelidir. Hastanın doğal dokularını taklit ederek estetik görünüm sağlamak için PMMA'ya çeşitli şeffaf pigmentler eklenmektedir (8). Polimerik yapısı nedeniyle PMMA, radyografilerde tespit edilmesi zor olan radyolusent bir malzemedir. Radyoopasiteyi arttırmak için çinko veya titanyum oksitler ilave edilmektedir (35, 36). Polimerizasyon büzülmesi (doğrusal ve hacimsel), hareketli protez yapımı sırasında önemli boyutsal değişikliklere ve uyumsuzluklara neden olabilmektedir (28). Bu nedenle, dental uygulamalar için en düşük seviyede polimerizasyon büzülmesi istenmektedir. Işıkla polimerize PMMA, ısıyla polimerize ve otopolimerize PMMA malzemelerine kıyasla daha düşük miktarlarda artık monomer ve daha az miktarda polimerizasyon büzülmesi göstermiştir (37).

2.4.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü materyalin özelliği ya da elde edilme yöntemine bağlı, yüzey üzerindeki çok ince düzensizlikleri tanımlar (38). Hareketli protezlerde kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülüğü doğrudan veya dolaylı olarak renk değişimini, mikroorganizma tutulumunu, ağız dokularının genel durumunu ve hasta konforunu

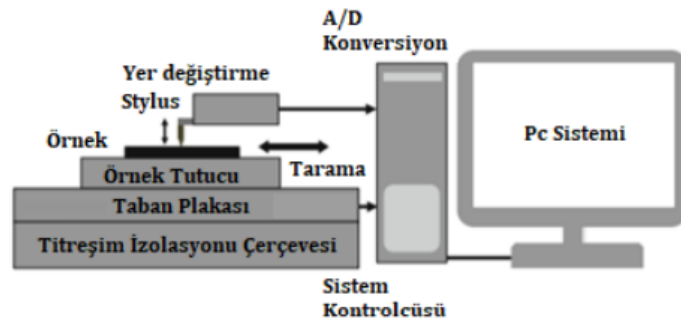
etkilediği için önemlidir (5). Seçilen mesafe aralıklarında yüzeyin taranması ile elde edilen çeşitli parametreler yüzeyin pürüzlülüğünü belirlemek amacıyla kullanılmaktadır. Dental materyallerde yüzey pürüzlülüğünün ölçümü için yaygın olarak kullanılan parametre Ra (ortalama pürüzlülük)'dır. Ra değeri, orta çizgiden itibaren profil boyunca yüzey yüksekliğinin aritmetik ortalama sapmasını belirtir (39). Diğer bir tanımlamaya göre Ra; ölçülen sınırlar içerisinde, merkezi hattan sonsuz uzaklıktaki yüzeyin pürüzlülük profilinin aritmetik ortalaması ile belirlenir (40). Ra değeri polisaj yapılarak bitirilmiş yüzeyin düzensizliğinin bir ölçütüdür ve mikrometre (μm) olarak hesaplanır. Ağız içinde kullanılan dental materyallerin optimum yüzey özellikte olması için Ra' nın $0.2\mu\text{m}$ 'den düşük olması istenir. Bu değer altındaki olması yüzeydeki bakteri birikiminin az olması, parlak görünüme sahip ve istenen düzgünlükte olması için önemlidir (41, 42). Akrilik rezin yüzeylerinde yapılan mikrobiyolojik çalışmalarda, pürüzsüz yüzeylerdeki mikroorganizma birikiminin pürüzlü yüzeylere göre daha az olduğu belirtilmiştir. Buna neden olarak yüzeydeki düzensizliklerin mikroorganizmaların tutunması için kapalı bir alan yaratması gösterilmiştir (6–8, 35).

-Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

1-Profilometre

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde en sık tercih edilen ölçüm cihazı profilometredir. Kontakt ve non-kontakt olmak üzere ikiye ayrılırlar.

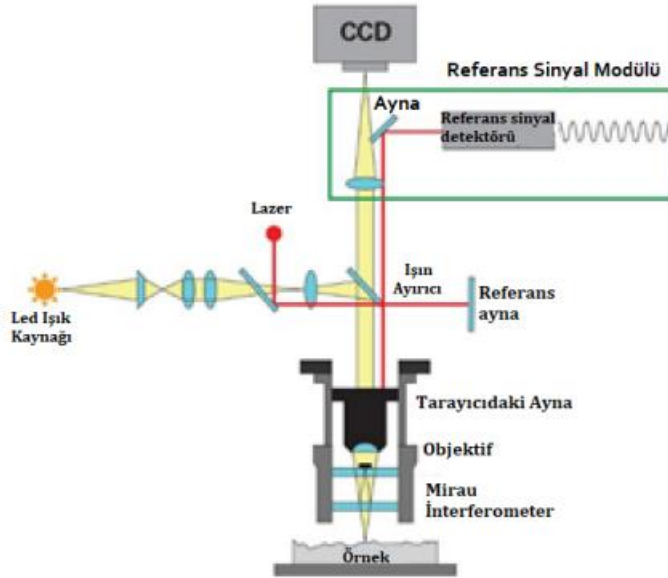
Kontakt Profilometre: Kontakt (Temaslı) ölçümler, standart hale getirilmiş bir probun örnek yüzeyine fiziksel olarak teması ve bu yüzey üzerindeki hareketi ile elde edilir. Tarayıcı uç elmas olmakla birlikte analizin türüne göre farklı kalınlık ya da açıda olabilir (43).



Şekil 1. Kontakt profilometrenin şematik görünümü (44)

Yüzey profilometre cihazı; bir tarayıcı uç (stylus), tarayıcı uca bağlı yer değiştirme sensörü, örnek tutucu, taban plakası, titşekil izolasyonu çerçevesi, ölçüm ve veri analizi için bilgisayarlı bir sistem denetleyicisinden oluşur (45).

Optik (Non-kontakt / Temassız) Profilometre: Optik mikroskobun kullanıldığı, temassız yüzey ölçüm yöntemidir. Işık bir taraftan örnek yüzeyine yönlendirilirken, diğer taraftan objektifin altındaki referans aynaya yönlendirilir. Numune yüzeyinden ve aynadan gelen yansımalar, bir dizi dedektöre yansıtılan farklı girişim saçakları oluşturularak yeniden birleştirilir. Gelen bu görüntülerden yüzeyin üç boyutlu yüzey topoğrafyasının temelini oluşturan yükseklik farkları hesaplanır (Şekil 2) (43).



Şekil 2. Optik profilometrenin şematik görüntüsü

2-Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu küçük bir alana yönlendirilen yüksek voltajla hızlandırılmış elektron demeti ile yüzeyin taranması prensibi ile çalışmaktadır (46).

3- Atomik Kuvvet Mikroskobu

Yüzeyin, atomik boyutlara kadar sivriltilmiş bir tarayıcı uç aracılığıyla, yüksek çözünürlüğe sahip üç boyutlu görüntüsünü sağlayan bir mikroskoptur (47).

2.4.3. Mekanik Özellikler

Kırılma dayanımı, esneme kuvvetleri nedeniyle materyalin kırılmaya karşı gösterdiği dirençtir. Bu nedenle esneme direnci olarak da adlandırılır. 3 veya 4 nokta yükleme testleriyle belirlenir (48). PMMA'nın ortalama kırılma dayanımı 80-100 MPa'dır (28, 37, 38). Akrilik rezinden hazırlanan protezlerin dayanıklılığı birleşimi, hazırlama yöntemi ve protezin bulunduğu ortama bağlı olarak değişebilir. Akrilik rezinlerin polimerizasyon yöntemi kırılma dayanımı açısından önem taşımaktadır (35, 44, 45). Otopolimerize akrilik rezinlerin kırılma dayanımı düşük polimerizasyon derecesi ve artık monomer miktarı nedeni ile ısı ile polimerize olan akrilik rezinlere göre daha düşüktür (39, 40). Molekül boyutu, moleküllerin şekli, moleküllerin uzaysal yapısı ve polimer zincirleri arasında oluşan çapraz bağlantılar ve plastikleştiriciler akrilik rezinlerin dayanıklılığını etkileyen moleküler düzeydeki faktörlerdir (28, 49, 50). Kırılma dayanımı, transvers direnç, eğme dayanımı olarak da tanımlanır. Protez kaide materyallerinin dayanıklılığını ölçmek için basma ve çekme dayanımdan daha çok eğme dayanımı kullanılır. Çünkü proteze gelen yükler daha çok bu tip deformasyona neden olur (28).

Elastik modülü maddenin esneyebilirliğini ifade eder. Young modülü olarak da adlandırılır (28). Elastisite maddenin kuvvet altındayken şekil değiştirip, kuvvet kalktığında ilk şekline dönebilme özelliği olarak tanımlanır (22, 51).

Çarpma dayanıklılığı maddenin darbe karşısında gösterdiği anlık dirençtir. Genelde protezlerin düşmesi şeklindeki kırılmalarda göz önünde bulundurulur (28). Bir materyali, çarpma kuvveti altında kırmak için gerekli olan enerjiyi tanımlar. Charpy tipi darbe testi kullanılır. Sarkaç bırakılarak materyale darbe uygulanır. Materyalin kırılması esnasında sarkaç tarafından enerji kaydedilir. Test edilecek örneklerin boyutları ve şekilleri doğru sonuç elde etmek için standart olmalıdır (52, 53).

2.4.4. Biyolojik Özellikler

Biyouyumluluk, biyolojik bir ortamda bir materyalin konağın tepkisi ile etkili performans gösterme yeteneği olarak tanımlanan en önemli biyolojik özelliktir (54). Doğru şekilde üretilmiş ısıyla polimerize olan PMMA'nın biyoyumumluluğu iyi olmasına rağmen protezin doku yüzeyinde artık monomerlerin varlığının mukozal tahriş, doku iltihabı ve sitotoksosite ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (55). Bu nedenle,

PMMA toz ve likitini karıştırırken fazla miktarda monomer çözeltisi eklemek, artık monomerler oluşturur ve bundan dolayı sitotoksositeye neden olabilmektedir (56). Kullanımdan önce suda bekletme işlemi, artık monomer miktarını ve PMMA'nın sitotoksitesini önemli ölçüde azaltır (57). Artık monomerlerin miktarı ve PMMA protez doku yüzeyinin sitotoksitesi, ısıyla polimerize PMMA kullanılarak ve önerilen ısıyla polimerizasyon talimatları sağlanarak da en az seviyeye düşürülebilir (58).

Bitmiş protezde bulunan artık monomer miktarını azaltmak için su banyosuna daldırma ve mikrodalga fırınında bekletme gibi çeşitli polimerizasyon sonrası işlemler önerilmiştir (59).

Protez kaidesinden salınan artık monomerin komşu ağız içi dokularında lokal irritasyon, inflamasyon, aşırı duyarlılık ve yanan ağız sendromunda dahil olduğu (burning mouth sensation) alerjik reaksiyonlara neden olduğu bildirilmektedir (60). Bu alerjik reaksiyonların başlıca semptomları; damakta yanma hissi, mukozal yangı, vezikülasyon ve ülserasyon belirtileridir (61). MMA, benzoil peroksit ve hidrokinon gibi akrilik kaide materyallerinin bileşenleri için cilt yama testleri yapılmıştır, sonuç olarak MMA'ya karşı hafif ila güçlü reaksiyonlar gelişmiştir, bu nedenle bir alerjen olduğu sonucuna varılmıştır (62). Ruyter (63), hipersensitivite reaksiyonlarının MMA monomerin oksidasyonu ile ortaya çıktıktan formaldehitin neden olduğunu bildirmiştir.

2.5. Astar Materyalleri

Astar materyalleri kullanım amaçlarına göre; kısa veya uzun süreli astar materyalleri olarak gruplandırılırlar. Kullanım amaçlarına ve içeriklerine göre sınıflandırılabilirler. Astar materyalleri, stabilizasyonu bozulan hareketli protezlerin uyumlandırılması amacıyla, oral mukoza ile protez kaide plağı arasındaki uyumun çeşitli nedenlerle bozulduğu durumlarda, immediat protezlerde geçici olarak ve implant üstü hareketli protezlerin mukoza yüzeyini uyumlandırmak amacıyla kullanılan materyallerdir (64). Direkt olarak hasta ağızında ya da endirekt olarak laboratuvarında akrilik kaideye eklenen astar materyali, genel olarak ana kaidenin özelliklerini taşımaktadır (28).

2.5.1. Astar Materyallerinin Endikasyonları

1. Kaide plağının neden olduğu durumlar;

- a. İdeal olarak alınmamış ölçü nedeniyle protez kenarlarının ve destek doku yüzeyinin adaptasyon bozukluğu,
 - b. Protez vuruklarının giderilmesi için yapılan hatalı möllemeler,
 - c. Muflaya alma, tesviye ve cila işlemleri sırasında protez kenarlarının zarar görmesi,
 - d. Kaide materyaline karşı dokuda alerjik reaksiyonların meydana gelmesi,
 - e. Destek dokularda ince kemik çıkıntılarının varlığında, bıçak sırtı şeklinde alveol kretin ağrı meydana getirdiği durumlarda ve toruslar varlığında,
 - f. Laboratuvarda kullanılan izolan materyalin (lak) yetersiz sürülmesi sonucu alçının akriliğe yapışması ve protez kaidesinde hasar meydana gelmesi,
2. Destek dokulardaki değişimlerin neden olduğu durumlar;
 - a. Diş çekimlerinden hemen sonra uygulanan immediat protezler altında oluşan rezorbsiyon durumlarında,
 - b. Destek kemik dokusunda çeşitli nedenlerle ortaya çıkan kemik kaybı ve rezorbsiyonların varlığında (56).

2.5.2. Astar Materyallerinin Sınıflaması

Astar Materyalleri üç gruba ayrılır:

1. Sert astar maddeleri
2. Doku düzenleyiciler
3. Yumuşak astar maddeleri (65, 66).

2.5.3. Sert Astarlama Yöntemleri:

1. Direkt Yöntemler:

a. Oda Sıcaklığında Polimerize Olan (Otopolimerizan) Akriliğin Kullanıldığı Yöntem:

Otopolimerizan sert astar materyalleri Tip 1 ve Tip 2 olmak üzere iki çeşittir (Tablo 1) (64, 67). MMA'nın yumuşak dokuları tahriş etmesi ve ayrıca hastalarda hassasiyete yol açması nedeniyle Tip 2, Tip 1'e göre tercih edilir. Polietil metakrilat

(PEMA) ve butil metakrilat (BMA) kullanımının tek dezavantajı, camsı geçiş sıcaklığını düşürmesidir. Bu durum boyutsal kararsızlığa neden olmaktadır (68).

Direkt yöntem, klinik şartlarında ağız içerisinde uygulaması basit bir yöntemdir. Sert astar materyali protezin iç yüzeyine uygulandıktan sonra protez hasta ağzına yerleştirilerek kapanışta yükseklik kontrol edilir. Hastaya astar materyalinin şekillenmesi için dil, dudak ve yanak hareketleri yaptırılarak sertleşmesi beklenir. Daha sonra protez ağızdan çıkarılarak polisaj işlemi uygulanır.

Günümüzde oral mukozadaki irritasyonu azaltabilmek, ısı ve sertleşme zamanını kontrol edebilmek için sert astar materyallerine değişik metakrilat monomer ve polimerleri ilave edilmektedir. Daimi olarak kullanılan bu materyallerin kıvamının ideal olması, yeterli çalışma zamanlarının olması ve herhangi bir değişikliğe uğramadan özelliklerini uzun süre koruyabilmeleri bu ürünlerden beklenen başlıca özelliklerdir (28).

Tablo 1. Otopolimerizan sert astar materyalleri tipleri

OTOPOLİMERİZAN AKRİLİK REZİN	
TİP 1	TİP 2
TOZ	
PMMA (POLİMETİL METAKRİLAT) BENZOİL PEROKSİT PİGMENTLER	PEMA (POLİETİL METAKRİLAT) BENZOİL PEROKSİT PİGMENTLER
LİKİT	
MMA (METİL METAKRİLAT) DİBÜTİL FİTALAT AMİN	BMA (BUTİL METAKRİLAT) AMİN

Toz-likit ya da hamur formunda bulunan bu materyallerin tek seansta uygulanabilmesi ve laboratuvar aşamasının olmaması diş hekimlerine kolaylık sağlamaktadır. Fakat bu tekniğin hassasiyetinin az olması, otopolimerizan akrilikte poröz kalabilmesi, polimerizasyon sırasında ağızda ısı artışıyla birlikte yanma hissinin oluşması, alerjik reaksiyonlar ve toksik belirtilerin görülebilmesi, renk değişimi ve

protez kenarları ve postdam alanının tam olarak şekillendirilememesi gibi dezavantajları vardır (43).

b. Işın ile Polimerize Olan Rezin Sistemi:

Görünür ışınla sertleşen rezin diş hekimliğinde direkt astarlama yöntemlerindendir.

Bu maddeler, küçük silika doldurucular, kamforokinan ve amin fotoinitiatörü içeren ‘Triad sistem’ olarak da bilinen polimerizasyonu yüksek yoğunlukta kuartz, üretan dimetekrilat matriks, akrilik kopolimerler içermektedir. Protez kaide materyali olarak, ölçü kaşığı yapımında, besleme ve tamir materyali olarak kullanılmaktadır.

Biyolojik uygunluk testleri sonuçları bu rezinlerin biyolojik olarak uyumlu, toksisitesinin ve artık monomer salınımının olmadığını ortaya koymuştur. Sıcak akriliklerde gerekli olan uzun laboratuvar aşamalarının olmaması da hekime zaman kazandırmaktadır (28).

2.Endirekt Yöntemler:

Bu yöntemde ilk olarak hastanın kullandığı protez üzerinden besleme ölçüsü alınır. Model elde edilir ve protez muflaya alınır. Muflada protezde ortaya çıkan boşluğa besleme materyali uygulanır. Endirekt yöntemde kimyasal olarak polimerize olan, ısı ile polimerize olan ya da ışınla polimerize olan rezinler kullanılmaktadır (28).

a. Isı ile Polimerize Olan Rezinler:

Isı ile polimerize olan akrilik rezinlerde konvansiyonel ve enjeksiyonlu muflalama tekniği kullanılır (26).

b. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezinler (Tamir Akriliği):

Bu rezinlerde benzoil peroksiti aktive etmek amacıyla ısı uygulanması yerine, kimyasal bir aktive edici kullanılır böylece polimerizasyon oda sıcaklığında başlatılır. Monomerin polimerizasyonunun oda ısısında gerçekleşebilmesi için; likide tersiyer amin, sülfürik asit gibi kimyasal bir akselaratör ilave edilmektedir. Bu akselaratörler arasında dimetil-p-toluidin (DMPT) ve N,N-dihidroksietil-para-toluidin gibi tersiyer aminler sıklıkla kullanılmaktadır (69, 70). Dimetil-p-toluidin ile benzoil peroksit arasındaki reaksiyonun sonucunda serbest radikaller ortaya çıkar ve polimerizasyon gerçekleşir (10). Genel olarak kimyasal yolla aktive edilen rezinlerde ısı ile aktive

edilenler kadar yüksek bir polimerizasyon yüzdesi görülmez. Bu durum, kimyasal yolla polimerize edilmiş akrilik rezinlerle hazırlanan protez kaidelerinde daha fazla oranda reaksiyona girmemiş artık monomerin bulunduğu anlamına gelmektedir (72). Reaksiyona girmemiş artık monomerlerin önemli iki olumsuz özelliği vardır. Bunlardan ilki, artık monomerler dokularda irritasyona neden olarak protez kaidesinin biyolojik uyumluluğunu olumsuz etkilemektedir. İkinci durum ise, artık monomerler plastikleştirici görevi görerek protez kaidesinin eğme dayanımının azalmasına neden olmaktadır (69). Fiziksel özellikler düşünüldüğünde, kimyasal yolla polimerize edilmiş akrilik rezinlerde polimerizasyon yüzdesinin daha az olması, ısı ile polimerize edilmiş akrilik rezinlere göre daha az miktarda büzülme görülmesine neden olmaktadır. Bu nedenle, kimyasal yolla polimerize edilmiş akrilik rezinlerde daha az boyutsal değişiklik meydana gelmektedir (48, 73).

2.5.4. Astar Materyallerinin Dezavantajları

Astar materyalinin protez kaidesi ile olan bağlanma dayanımı zayıf olabilmektedir (74). Bu durum mikroorganizmaların kaideye tutulumunu kolaylaştırmakta, leke oluşumuna ve astar materyalinin protez kaidesinden ayrılmasına neden olmaktadır (70, 75). Ayrıca zayıf bağlanma dayanımı protezin dayanıklılığını azaltıp kırıklara neden olmaktadır (76, 77).

Astar materyalleri oral kavitede meydana gelen değişikliklerden kolayca etkilenir. Ayrıca içerdiği bazı bileşenler oral kaviteye sızabilmektedir. Bunun sonucunda etanol ya da plastikleştirici kaybı, materyalin kendisinin bozulması ve materyalin su absorbe etmesi gerçekleşir (78). Meydana gelen bu sızıntı ve absorpsiyon olayları, protez astar materyallerinde aynı anda ya da zaman içinde mekanik, fiziksel ve biyolojik değişiklikler meydana getirir. Bunlar hacimsel değişiklik, sertleşme, renk değişikliği ve sitotoksikite de değişiklik olabilir. Sızan sitotoksik bileşenler oral mukozanın geniş alanlarına yayılarak mukozanın doğrudan tahriş olmasına neden olmaktadır (78–80).

Günümüzde hasta başında uygulanan sert astar materyalleri sıklıkla kullanılmaktadır. Bu materyaller sertleşme ve ısı zamanını kontrol edebilmek ve oral irritasyonu azaltabilmek için, günümüzde farklı metakrilat monomer ve polimerleri içermektedir (75). Metilmetakrilat (MMA) içermeyen ve farklı kimyasal bileşenlerin olduğu bu materyallerin kullanımıyla MMA'nın neden olduğu dezavantajlar

azaltılmıştır. Genellikle, hareketli protezler MMA içeren rezinler ve iyi bir tamir dayanımına sahip olan modifiye polimetilmetakrilat (PMMA) materyallerinden üretilir. Farklı kimyasal bileşenlere sahip bazı akrilik monomerlerin, PMMA protez kaidesine olan bağ dayanımının zayıf olduğu bildirilmiştir (70, 74, 76). Sert astar materyallerinin bağlanmasındaki başarısızlık mikroorganizmaların tutunmasına, leke oluşumunun artmasına, bağlanan tabakanın delaminasyonuna ve bunların bir sonucu olarak olarak da bağlantıda başarısızlığa neden olabilir (70, 76). Zayıf bağlanma dayanımı aynı zamanda protezin dayanımını düşürüp kırıklara da neden olmaktadır (70, 81). Farklı protez kaide polimerinin ve astar materyalinin, sert astar materyallerinin kaideye bağlanma özelliklerini etkileyebileceği bildirilmiştir (82, 83).

2.6. Protez Stomatiti

Protez stomatiti tam ve bölümlü hareketli protez kullanan hastalarda özellikle üst çenede, palatinal mukozada, protezin örttüğü alanda sıklıkla karşılaşılan enflamatuvar bir durumdur (84–86). Hareketli protez kullanan hastaların yaklaşık olarak %11 - %67'sinde görülmektedir. Hastalarda protez stomatiti ile karşılaşılmasının sıklığındaki bu farklılık örneklerin alındığı bölgelere ve örneklerin alındığı bireylerin yaş, cinsiyet, sistemik hastalıklar, ilaç kullanımı gibi bireysel değişkenlerine ve örnek alma tekniğine bağlı olarak görülmektedir (87–89). Protez stomatiti, kronik atrofik kandidiyazis olarak da adlandırılır ve lokalize kronik eritemli doku ile karakterizedir. Yapılan histolojik incelemelerde dokuların azalmış keratinizasyonu ve epitel tabakanın incilmesi ile birlikte proliferatif ve dejeneratif değişimler de gözlenmektedir (90, 91).

Protez stomatiti sınıflandırılırken genellikle üst tam protezlerin altında kalan mukozanın klinik görüntüsü temel alınmıştır. Newton tarafından 1962 yılında yapılan sınıflandırma ilk yapılan ve en yaygın kullanılan sınıflandırmadır (85);

Tip 1: Nokta şeklinde hiperemik odaklar, lokalize enflamasyon

Tip 2: Protezin kapladığı alanda yaygın hiperemi ve enflamasyon

Tip 3: Yaygın enflamasyonla birlikte papiller hiperplazi.

Protez kaide plağının altındaki mukozada görülen çok küçük kanama odakları ile karakterize Tip 1 protez stomatiti genellikle proteze bağlı travmaya; protez kaidesinin sınırları içinde yaygın hiperemi ile karakterize Tip 2 ise kandida enfeksiyonu ile ilişkilendirilmektedir. Mukoza hiperplazilerinin eşlik ettiği yaygın hiperemi ile

karakterize Tip 3 protez stomatitinde ise kandida enfeksiyonu ile birlikte travmanın neden olduğu düşünülmektedir (85). Tip 2 protez stomatitin uzun süre boyunca tedavi edilmemesi sonucunda Tip 3 protez stomatitine dönüşebileceği bildirilmiştir (92).

Protez stomatiti olan hastalarda genellikle semptom gözlenmez ancak nadiren de olsa yanma, ağız kuruluğu, tat değişikliği, halitozis ve mukozal kanama gibi şikayetlerin olduğu bildirilmiştir. Ayrıca angular şelitis, median romboid glossitis, akut psödomembranöz kandidiyazis ve kronik hiperplastik kandidiyazis ile birlikte görülebilmektedir (84, 92).

2.6.1. Etiyoloji

Protez stomati gelişiminde, primer bir etyolojik faktörün olmayıp birçok faktörün birlikte rol oynadığı düşünülmektedir (56, 58, 64). Multifaktöriyel etyolojide rol oynayan faktörler iki grupta incelenebilir.

1- Lokal faktörler

1. Protez Hijyeni
2. Kandida
3. Bakteri
4. Tükürük
5. Uyumsuz protezlere bağlı doku travması
6. Protezlerin uzun süreli kullanımı
7. Protezlerin sürekli kullanımı
8. Protez kaide materyali

2-Genel faktörler

1. Sigara
2. Yaş ve cinsiyet
3. Beslenme alışkanlıkları
4. Diabet
5. İmmün sistem bozuklukları
6. Uzun süreli antibiyotik ve kortikosteroid kullanımı

2.6.2. Protez Stomatiti Tedavisi

Protez stomatitinin etiyolojisi, birçok faktöre bağlı olduğundan tedavisinde de farklı yöntemler kullanılır. Bu yöntemler arasında antifungal ajanların kullanımı, protezin dezenfeksiyonu, kullanılmakta olan protezin iyileştirilmesi, yenilenmesi veya içerisine yumuşak astar materyallerinin uygulanması ve antiseptik gargara kullanımı gibi birçok farklı yöntem bildirilmiştir (84, 93).

Mikonazol, ekonazol, klotrimazol ve ketokonazol geniş spektrumlu antifungal ajanlardır. Kandidanın hücre membranındaki ergosterol sentezini inhibe ederek membran geçirgenliğini bozarlar. Bu ajanlar kandida enzimlerine memeli enzimlerinden daha kuvvetli bağlanmaktadır. Klotrimazol ve ekonazol gastrointestinal yan etkilerinden dolayı sadece topikal kullanılırken, ketokonazol topikal ve sistemik olarak kullanılabilir (85).

Nistatin, amfoterisin-B, mikostatin ve heksetidin sıklıkla kullanılan topikal ajanlardır. Mikostatin ergesterole bağlanarak hücre membranının geçirgenliğini bozar ve hücre ölümüne sebep olur. Amfoterisin-B ve nistatin kandidaların bukkal epitel hücrelerine adezyonunu engeller ve germ tüp oluşturmalarını inhibe ederler. Nistatin sistemik olarak alındığında etkisini kaybeder çünkü gastrointestinal sistemden ilacın çoğu değişime uğramadan geçmektedir. Nistatin ve amfoterisin-B kötü tatlarından dolayı hastalar tarafından kabul etmesi zordur. Mikostatin ve heksetidin ağız gargarası şeklinde kullanılmaktadır (85, 94). Protez dezenfeksiyonu, stomatit tedavisinde önemli bir yere sahiptir. Stomatit oluşumunun palatinal mukoza üzerindeki biyofilmden daha çok protez kaidesi üzerindeki kandida biyofilmi ile ilişkili olduğu, bununla birlikte protezin ölçü yüzeyindeki plakta bulunan Candida'ların mukozada kolonize olanlardan daha fazla toksin ürettiği de bildirilmiştir (94, 95). Bu nedenle stomatit tedavisinde özellikle kandida sayısının artmış olduğu vakalarda tedavinin proteze yönelik olması ve protezin hijyeninin sağlanması önerilmektedir (96).

Protez biyofilminin kontrolünde sadece fırçalama tek başına yetersiz kalmaktadır. Mekanik temizlemenin yanında protezin kimyasal olarak da temizlenmesi gerekmektedir (96, 97). Protez dezenfeksiyonunda en sık kullanılan ajanlardan biri sodyum hipoklorittir. Bu ajanın bakterisid ve fungisid özelliği vardır. Polimer yapıyı plağın organik matriksine direkt etki ederek çözmektedir. Bu sayede protez kaidesine kandida adezyonunu azaltır ancak kandidaların proteinaz enzimi üretimini engellemez.

Protezlerin sodyum hipoklorit çözeltisinde kısa süreli de olsa bekletilmesi antifungal etki göstermesini sağlamaktadır (96). Mekanik temizliğin yanında dezenfeksiyon ajanlarının da kullanılması özellikle yaşlı ve nöromusküler hastalığı olan bireylerde tavsiye edilmektedir (98).

Antiseptik ve dezenfektan etkili ajanlardan biri de klorheksidindir. Bakteri, virüs ve mantarlara karşı etkilidir. Konsantrasyonundaki farklılıklara göre hedef hücreye belirgin bir etki göstermektedir. Düşük konsantrasyonlardaki klorheksidin bakteri ve mantarların hücre duvarına tutunarak membran yapısını bozmaktadır. Yüksek konsantrasyonlarda ise hücrenin sitoplazmik bileşenlerine etki etmektedir. Ağız gargarası, topikal jel veya daldırma solüsyonu şeklinde kullanımı mevcuttur (84, 98).

Travmanın protez stomatiti etiyolojisinde en önemli faktör olduğu ve bu nedenle de tedavinin travmayı ortadan kaldırmaya yönelik olduğunu savunan farklı çalışmalar mevcuttur (91, 99). Proteze bağlı travmanın engellenmesi için uyumsuz protezlerin iyileştirilmesi ya da yenilenmesi gerekebilir. Ayrıca yumuşak astar materyalleri kullanılarak mukoza üzerindeki basıncın azaltılması amaçlanabilir. Uyumu bozulmuş protezlerde protez adezivleri ya da yumuşak astar materyali kullanılması mukoza ile protez arasında yastık görevi görerek travmayı azaltır. Her iki ajanın da amfoterisin kadar etkili olduğu bildirilmiştir (100). Bazı araştırmacılar silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin içeriğine çinko eklenmesi veya antifungal ajanların yapılarına katılması ile kandida gelişimini engellediğini bildirmişlerdir (84).

2.7. Candida Albicans

Kandida türleri normal şartlarda, insan deri ve mukoza florasında bulunan organizmalardır. Doğum esnasında veya doğumdan kısa bir zaman sonra yenidoğana bulaşarak flora içerisine yerleşirler. Normal bireylerin %30-50'sinin oral ve gastrointestinal kanalında bulunurlar. Bazı hazırlayıcı etkenlerin varlığında kandidoz olarak adlandırılan yüzeysel ve /veya derin akut ve /veya kronik enfeksiyonlara neden olurlar. Florada bulunmaları nedeniyle enfeksiyonlar genellikle endojendir (87, 101). Ağız mukozasında en çok Candida Albicans (*C. albicans*) (%75), daha az olarak *C. tropicalis* (%8), *C. krusei* (%3.6) ve *C. glabrata* (%2.6) görülür (84, 102).

Klinik örneklerde ve kültürlerde candida türleri 3-6 µm oval ya da yuvarlağımsı şekildedir. Candida türleri, maya hücreleri ve yalancı misel oluştururlar ve tomurcuklanarak çoğalırlar. Tomurcuklanma ile meydana gelen yavru hücre ana hücrenin benzeridir ve ana hücreden ayrılabilir ya da birlikte kalarak küme oluşturabilir. Hücre tomurcuklarından ayrılmayı başaramayanlar, yalancı misel biçiminde zincirler ya da bazen gerçek misele benzeyen bir ağ oluştururlar. Diğer fırsatçı patojenler gibi, belirli hazırlayıcı etkenlerin varlığında hafiften başlayıp en ağır sistemik enfeksiyonlara kadar farklı klinik tablolara yol açabilirler (87, 102).

Kandida türleri Sabouraud dekstroza agar (SDA) gibi rutin besi yerlerinde oda sıcaklığında, 37°C de 24 saatte ürerler. Genellikle renkleri kirli beyaz veya kum rengi olup yumuşak kıvamlı ve tipik olarak mayamsı kokulu koloniler ile karakterizedirler (84).

Kandidiyazis, candida cinsindeki mikroorganizmalarla oluşan ya da sekonder olarak ortaya çıkan bir enfeksiyon hastalığıdır. Kandidiyazis vakalarında *C. albicans* türü en çok izole edilirken diğer türlere nadiren rastlanılmaktadır. Sağlıklı bir insanın deri yüzeyinde, oral ve gastrointestinal florasında candida sayısı azdır. Diş hastalıkları, diyabet, obezite, Hodgkin hastalığı, multipl miyelom, karsinom, lösemi, alkolizm gibi vücudun direncini düşüren nedenler, kandidaların çoğalmasına yol açar (79). Malignite ve AIDS gibi bağışıklık sisteminde yetersizliğe neden olan durumlar, transplantasyon, kardiyak cerrahi girişimler, sitotoksik ilaçlar, kortikosteroidler, geniş spektrumlu antibiyotik kullanımı gibi tedavi girişimleri, ağır yanıklar, tüberküloz ve damar içi ilaç kullanımı fırsatçı mantar enfeksiyonlarının ortaya çıkmasını kolaylaştırmaktadır (84, 102).

2.7.1. Candida Albicansların Patojenitesi ve Protez Stomatitindeki Rolü

Protez stomatiti hareketli bölümlü ve tam protezlerin altında ortaya çıkan genel ya da lokal doku iltihabıdır. Genellikle üst protezlerin iç kısımlarında görülmektedir. Protez kullanan hastalarda görülme sıklığı %9-97 arasında değiştiği bildirilmiştir. Protez stomatitinin etiyolojisinde birçok faktör rol oynamaktadır. Protezin uyumundaki veya okluzyonundaki bozukluklar ve bunun sonucunda ortaya çıkan travma, yetersiz oral hijyen, diyetle sıklıkla karbonhidrat bakımından zengin besinlere yer verilmesi ve protezlerin gece çıkarılmaması protez stomatitini hazırlayıcı faktörler arasında sayılabilirler (92, 103, 104).

C. albicans dişli ve dişsiz oral florada normalde de bulunduğundan sadece varlığının tesbiti teşhis bakımından önemli değildir. Normal bir damakta yüz koloniden daha az bulunması durumunda kandida enfeksiyonu olduğu düşünülmez. Ancak kandida kolonilerinin yüzün üzerinde olması ve klinik olarak da protez stomatiti görüntüsünün olması enfeksiyon olduğunu düşündürür (104, 105).

C. albicans'ın kolonizasyonun ve invazyonun başlaması için ilk aşama maya yüzeyindeki ve konak epitel hücrelerindeki glukoproteinlere yapışması ile olmaktadır. Proteinaz, fosfolipaz ve fosfotaz gibi hidrolitik enzimler ile yapışma sağlandıktan sonra C. albicans'ın hif veya germ tüpünün direkt olarak epitel hücrelerine penetre olmaktadır. Genel olarak kandidaların yapışmayan türleri patolojen değildir (106).

Protez stomatitinin tedavisinde öncelikle protezden kaynaklanan problemler ortadan kaldırılır ve hastanın olası sistemik hastalıkları kontrol altına alınır. Protezlerin temizliği sağlandıktan sonra doku düzenleyici uygulanarak travmanın ortadan kaldırılması amaçlanır. Bunun yanında sistemik ve lokal antifungal ilaç kullanımı ile tedavi desteklenir. Hastada klinik olarak stomatit tablosu ortadan kalktıktan sonra yeni protezler yapılarak hastaya protezlerin kullanımı ve hijyeninin sağlanması konusunda eğitim verilir (107).

2.7.2. Candida Albicansın Protez Materyallerine Tutunması

Protez stomatitinin etiyolojisinde temel etkenlerden biri olan C. albicans'ların protez kaidesine tutunması kandidal kolonizasyonun birinci aşamasını oluşturması bakımından büyük önem taşımaktadır (84, 103).

Van der Waals kuvvetleri (hidrofobik kuvvetler) ve elektrostatik kuvvetler kandidaların yüzeylere tutunması için önemli faktörlerdir. Elektrostatik ve hidrofobik kuvvetlerin kandidaların tutunmasındaki rolü materyaller ve ortamlar arasında farklılık gösterebilir (108, 109).

Waters ve ark. (107), mikroorganizmaların yüzeylere tutunmasındaki ilk aşamanın yüzeyin ve mikroorganizmanın yüzey enerjileri arasındaki ilişkiden ortaya çıkan termodinamik bir olay olduğunu ifade etmişlerdir. Yüzeye tutunmanın ikinci aşamasının ise yapışkan-reseptör ilişkisinden ortaya çıktığını ve bu aşamanın kolonizasyon için gereken kuvvetli tutunma açısından önem taşıdığını belirtmişlerdir

(107, 110). Kandidaların protez kaide materyallerine tutunmasında rol oynayan etkenler aşağıdaki başlıklar altında toplanabilir:

1. Materyalin cinsi
2. Yüzey bitim şekli
3. Vücut sıvılarının etkisi
4. Yüzey enerjisi ve değme açısı
5. Diğer etkenler

2.7.2.1. Materyalin Cinsi

Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinlerin, Cr-Co alaşımlarının ve protezlerin astarlanmasında kullanılan materyallerinin fungal kolonizasyonu destekleyip desteklemedikleri konusunda çeşitli araştırmacıların farklı sonuçları mevcuttur (109, 111).

Akrilik kaide materyalleri yapılarının homojen ve iyi cilalanabilir olmaları nedeniyle yumuşak astar materyallerine oranla daha avantajlıdır. Cr-Co alaşımları bu materyaller arasında en iyi cilalanabilen materyal olması nedeniyle mikroorganizmaların tutunması ile ilgili yapılan çalışmalarda en iyi sonuçları vermektedir. Yumuşak astar materyalleri ise pürüzlü yapıları ve zaman içerisinde meydana gelen yapısal bozulmalar nedeniyle en dezavantajlı olanıdır (109, 110, 112).

Protez kaidesi olarak kullanılan materyaller zamanla bazı özelliklerini kaybederek mantar kolonilerini destekler hale gelebilir. Akrilik kaide materyallerinin yiyecekler ve kimyasal temizleyicilerin etkisiyle cilalı yüzeylerinin bozulması, Cr-Co alaşımlarda zaman içerisinde görülen korozyon, yumuşak astar materyallerinin de zaman içerisinde plastizörlerini kaybetmeleri sonucu sertleşmeleri ve yüzeylerinin pürüzlü hale gelmesi *C. albicans*'ların gelişim ve tutunmasını desteklemektedir (5).

2.7.2.2. Yüzey Bitim Şekli

Yapılan araştırmalardan çıkan sonuçlara göre; genel olarak, materyalin yüzey pürüzlülüğünün artması *C. albicans*'ların tutunma oranını arttırdığını bildirilmektedir. Pürüzlü yüzeylerin mikroorganizmaların protez yüzeyinden tükürük ile ya da temizleme metodları ile uzaklaştırılmasını engellediği ve bu nedenle de mikrobiyal kolonizasyonun daha kolay meydana geldiği öne sürülmektedir (113, 114). Bunun

yanında bir diğer görüş ise protezlerin devamlı olarak dokular ile temasta olması nedeniyle yüzeylerin cilalı olmasının tek başına mikroorganizmaların tutunmasını önlemek için yeterli olmadığı ve oral hijyen metodlarına doğru şekilde uyulması gerektiği şeklindedir (115).

Verran ve ark.(109), cilalı yüzeylerle karşılaştırıldığında pürüzlü yüzeylerde görülen hücre sayısının belirgin şekilde daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca enfeksiyon oluşumunun önlenmesi ve temizliğin sağlanabilmesi için yüzeylerin mümkün olduğunca pürüzsüz yapılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Radford ve ark. (115), pürüzlü yüzeylerin mikroorganizmaların tutunmasını arttırdığını bildirmişlerdir. Yapılan çalışmada Trevalon, Novus ve Molloplast B astar materyalleri kullanılmış ve her üç materyal için de yüzey pürüzlülüğündeki artışın tutunan mikroorganizma sayısını arttırdığı gözlenmiştir.

Taylor ve ark. (109), ince kumlama ve elektroliz yöntemiyle yüzey bitimleri yapılan Cr-Co alaşımlarına cila yapılanlara oranla kandidaların daha fazla tutunduklarını ve aynı şekilde akriliğin yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen artmanın da mikroorganizmaların tutunmasını kolaylaştırdığını bildirmişlerdir.

Waltimo ve ark.(108), cam fiber ile güçlendirilmiş akrilik rezin ile yapmış oldukları araştırmanın sonuçları cilalama işlemi sonrasında açığa çıkan fiber yapının yüzeyinin polimer matriks ve ara yüzeyden daha pürüzsüz olduğunu ve bu nedenle kandidal tutunmanın daha az olduğunu ortaya koymaktadır.

2.7.2.3. Tükürüğün Etkisi

Kandidal enfeksiyonların patogeneziindeki ilk adım *C. albicans*'ın oral mukozaya ve protez akrilik yüzeyine yapışmasıdır (116).

Ağız ortamında bulunan herhangi bir yüzeyin üzerinde hızla bir pelikül zarı oluştuğu ve bu zardan dolayı yüzeylerin yapışkan özelliklerinin değiştiği gözlenmiştir (117). Oluşan pelikül sayesinde farklı yüzeylerin yapışkan özelliklerinin aynı seviyeye geldiği görülmüştür. Mukozal epitel hücrelerini ve protez yüzeylerini kaplayan pelikülün kandida kolonizasyonu arttırdığı gözlenmiştir (118).

Tükürük içerisindeki bileşenlerin, protez akrilik örneklerinde *C. albicans* yapışmasını arttırdığı gözlemlenmiş ve bu da edinilmiş tükürük pelikülünün, akrilik

protez yüzeylerinde *C. albicans* kolonizasyonunda önemli bir rol oynayabileceğini göstermektedir (119).

Sükroz ya da glikoz gibi besinlerin varlığının kandida türlerinin akrilik protez yüzeyine yapışmasını arttırdığı bulunmuştur (120). Benzer şekilde tükürük proteinlerinin, akrilik protez yüzeylerinde kandida türlerinin adezyonunu arttırdığı gösterilmiştir (119, 121).

2.7.2.4. Protez Hijyeni

Oral hijyenin korunması ve protez tedavilerinin uzun vadeli kullanım başarısında düzenli ağız ve protez hijyeni prosedürlerinin önemi büyüktür. Kötü ağız ve protez hijyeni protez stomatiti görülme olasılığı ile doğru orantılıdır (122, 123). Dişsiz hastalarda ağız hastalıkları oluşumunun önlenmesinde protez hijyen prosedürlerine doğru bir şekilde uyulması şarttır (124, 125).

Protezlerden plakların temizlenmesi için hastalara genellikle iki ana yaklaşım önerilmektedir. Protezler mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde temizlenebilir (126).

2.8. Mikrobiyal Hücre Sayım Yöntemleri

Mikrobiyal hücre sayımı veya hücre sayımı, bir mililitre (mL) sıvı veya bir gram (g) katı materyaldeki hücre sayısını belirlemek için kullanılmaktadır. Yaygın olarak spektrofotometri ve petri sayım yöntemleri kullanılmaktadır (127).

2.8.1. Spektrofotometri

Spektrofotometri, belirli bir dalga boyunda optik yoğunluk (OD) değerini kaydetmek için kullanılan indirekt bir yöntemdir. OD, Beer-Lambert Absorbans Yasası ile belirlenebilen ışığın geçirgenlik miktarıyla temsil edilir (128). Beer-Lambert yasası; bir numunenin konsantrasyonunu, numuneden geçen ışığın zayıflamasıyla ilişkilendirir, bu sayede hücre konsantrasyonunu OD ile orantılı olarak ilişkilendirilmiş olunur (129).

Belirli bir kültür numunesi için, iyi bir spektrofotometre, hücre sayısı ile absorbans arasında doğrusal bir ilişki sağlamalıdır. Duyarlılık, çoğu bakteri için mL başına yaklaşık 10^7 hücre ile sınırlıdır (130).

2.8.2. Petri Sayımı

Direkt petri sayımında, homojen halde bulunan örneğin seri seyreltilmesinden sonra elde edilen inoküllerin, uygun besiyeri içeren agar petrilerine doğrudan yayılmasıyla yapılır. İnkübasyon, bakterinin petride insan gözü tarafından tespit edilebilecek şekilde bir CFU (koloni oluşturan birim) koloni oluşturmalarını sağlar. Bu teknikte genellikle numune birimlerinin seyreltilmesi ve inkübasyondan sonra yalnızca kabul edilebilir sayıda koloni içeren petrilerin seçilmesi gerekir. En yaygın olarak kullanılan seyreltme tekniği on kat seyreltme serisidir (131).

Genel Formül: $CFU/mL = \text{Oluşturulan koloniler} \times \text{Seyreltme} \times \text{Ekim yapılan miktar}$ (129)

2.9. Ağızda Görülen Kandida Enfeksiyonları

Kandidalar sağlıklı bir oral floranın kommensal üyesidir fakat fırsatçı patojen özellikleri ile farklı oral kandidiyazis klinik tabloları oluştururlar. *C. albicans*, *C. tropicalis* ve *C. glabrata* oral kandidiyazisde izole edilen türlerin %80'ini oluşturmaktadır (89). Bireysel ve çevresel bazı değişiklikler enfeksiyon için hazırlayıcı faktörleri oluşturur;

- Fizyolojik değişiklikler (yenidoğan, yaşlılık, hamilelik)
- Kronik lokal uyarıcılar (hareketli protezler, ortodontik apareyler)
- Mikrobiyal florada değişimler (geniş spektrumlu antibiyotik ve antibakteriyel gargara kullanımı)
- Kortikosteroid kullanımı
- Beslenme (karbonhidrattan zengin diyet, A vitamini ve folat eksikliği, demir eksikliği anemisi)
- Endokrin bozukluklar
- Diabet, lösemi, AIDS, immün sistemin baskılanması, kemoterapi
- Ağız kuruluğu (88, 89).

Akut pseudomembranoz kandidiyazis, akut atrofik (eritematöz) kandidiyazis, kronik atrofik (eritematöz) kandidiyazis ve kronik hiperplastik kandidiyazis en sık

görülen oral kandidiyazis türleridir. Pseudomembranöz kandidiyazis, uzun dönem immünsüpresyon tedavisi görenlerde ve HIV enfekte bireylerde kronikleşebilir, bunun sonucunda angular keilitis ve/veya median rhomboid glossitis gelişebilir (132, 133).

2.9.1. Akut Psödomembranöz Kandidiyazis

Klinik görüntüsü yapışmayan, kremsi, beyaz plak, yama ya da benek şeklindeki kesilmiş süt görüntüsünü andıran lezyonlar ile karakterizedir. Lezyonlar nazıkçe sıyrılarak uzaklaştırıldığında, kanama görülebilir ve eritematöz mukoza yüzeyi ortaya çıkar. Hastalarda genellikle ağrı görülmez, fakat özellikle diabet hastalarında yaygın eroziv alanların görüldüğü durumlarda yanma, hassasiyet ve yutma güçlüğü şikayetleri ortaya çıkabilir. Uzaklaştırılan bu psödomembranlar, iç içe geçmiş kandida hifleri, maya hücreleri, dökülmüş epitel hücreleri, fibrin, keratin, nekrotik debris ve bakterilerden oluşur. Yumuşak damak, orofarinks, dil, bukkal mukoza ve dişeti sıklıkla etkilenen bölgelerdir. İmmünitesi zayıflamış kişilerde özofageal dokular da enfekte olur ve yutkunmada zorluğa yol açar (134, 135).

2.9.2. Angüler Keilitis

Ağız köşelerinde eritematöz lezyonlar veya çatlama şeklinde görülür ve çoğunlukla oral kandidozun diğer formları ile birlikte görülür. Lezyon bölgelerinde Staphylococcus aureus veya Streptokokların da bulunması, lezyonun tek nedeninin kandida olmadığını düşündürmektedir (136). Yetmezlik durumları (demir, folat veya vitamin B12), diabetes mellitus, HIV/AIDS, yaşa bağlı deri buruşması, dikey boyutu düşmüş eski protezler ve etkilenmiş bölgelerde tükürük birikimi gibi faktörler de angular keilit oluşumu ile ilişkilidir (135).

2.9.3. Akut Atrofik (Eritematöz) Kandidiyazis

Daha önce “antibiyotikten ağrıyan ağız” olarak tanımlanan akut atrofik kandidoz genellikle, bakteri sayısının azalması ile kandidanın aşırı çoğalmasına sebep olan geniş spektrumlu antibiyotiklerin kullanılmasını takiben ortaya çıkar. Topikal antibiyotik tedavisi ve kortikosteroidli inhalelerin kullanımıyla ve son yıllarda HIV enfeksiyonuyla da ilişkilendirilmektedir. Ağrılı olan tek kandidoz formudur ve HIV enfeksiyonunda en sık görülen kandidoz tipidir. Hastalarda ağız yanması şikayeti ile birlikte, beyaz leke olmaksızın kızarmış mukoza görülür. Dil sırtı, damak ve bukkal

mukoza etkilenebilir. Dil sırtındaki lezyonlar papillaların silinmesi şeklinde görülür ve dildeki lezyona karşılık gelen damak bölgesinde de lezyon görülebilir (136, 137).

2.9.4. Kronik Atrofik (Eritematöz) Kandidiyazis

“Protez stomatiti” ve “protezdten acıyan ağız” olarak da adlandırılan kronik atrofik (eritematöz) kandidoz, dokunun protezin yüzeyi ile temasta olduğı alanlarda, lokalize kronik eritem ve ödem ile karakterizedir. Primer etyolojisi, protez yüzeyi ile damak arasındaki bölgede doğal tükürük akışının kısıtlanması nedeniyle fırsatçı kandidanın aşırı çoğalmasıdır (137). Oral hijyenin zayıf olması ve protezin dokularla uyumunun kötü olması da protez stomatiti oluşumuna katkı sağlamaktadır (136). Lezyonlar genellikle damakta ve üst çenede görülür, ancak mandibuler dokuyu da nadiren etkileyebilir (137). Tanısı için protezin çıkarılması ve dikkatli bir göz muayenesi gereklidir. Etkilenen ve etkilenmeyen dokular arasında göz ile görülen keskin bir hat vardır. Tanının onaylanması için hem mukozadan hem de protezin doku yüzeyinden sürüntü ile örnek alınabilir. Oldukça yaygındır ve %65 oranında bir insidansa sahiptir (135).

2.10. Protez Temizleme Metotları

Protez stomati oluşumunda protez temizliğinin yetersiz olması önemli nedenler arasındadır, fakat hareketli protez kullanan hastaların çoğı yaşlı bireyler olduğı için temizleme etkinlikleri düşük olabilmektedir. Protezlerin sadece fırçalanması veya sadece suyla yıkanması plak oluşumunu engellemez (138).

Protez temizleme metotları şu şekilde sınıflandırılabilir:

A-Kimyasal yöntemler

1. Alkalen hipokloritler
2. Alkalen peroksitler
3. Dilüe asitler
4. Enzimler
5. Dezenfektanlar

B- Mekanik yöntemler

1. Abraziv ajanlar
2. Ultrasonik temizleyiciler (17, 139, 140).

2.10.1. Kimyasal Yöntemler

Yaşlı hastalar, el becerilerinin azalması, görme bozukluğu ya da fiziksel kısıtlamalar nedeniyle protezlerini mekanik olarak temizlemekte zorluk yaşarlar (141). Kimyasal temizleyiciler, mekanik temizlemeye alternatiftir (142). Kimyasal temizlik maddeleri giderek daha popüler hale gelmekte ve hastalar tarafından rutin olarak kullanılmaktadır. En büyük avantajı, özellikle el becerisi yeterli olmayan hastalar için kullanım kolaylığıdır (143).

2.10.1.1. Alkalen Hipokloritler

Hipoklorit çözeltileri, mikroorganizmaların dış duvarlarını veya zar proteinlerinin yapılarını bozarak hücre ölümüne neden olurlar. Hipoklorit ayrıca organik dokuları çözüp klor pigmentlerini okside ederek birikinti ve lekeleri giderir (144). Alkalen hipokloritler, lekeler, müsin ve diğer organik maddeler ile bakteri ve mantarlara karşı etkilidir (145, 146). NaOCI çözeltisi, etkin leke çıkarma özellikleri, bakteriyel ve fungal organik kalıntıları mukusla birlikte çözme kabiliyeti nedeniyle popülerdir. Bununla birlikte, bu ajanın sürekli kullanımı akrilik rezinin ağarması, metalin aşınması ve yumuşak astar malzemelerinin bozulması nedeniyle protezi olumsuz etkileyebilir (147). Protez kaide materyali üzerinde beyazlatıcı etkisinin dışında ellere ve kıyafetlere zarar vermesi ve tadı ile kokusunun hoş olmaması olumsuz özellikleridir (129).

2.10.1.2. Alkalen Peroksitler

Alkalen peroksitler veya perkarbonatlar ticari olarak toz veya tablet formunda bulunur. Alkalen peroksit ürünleri, bir alkali bileşen, sodyum perborat, deterjan ve yapay aromalardan oluşur (148). Ayrıca peroksit protez temizleyicileri renk, tat ve koku veren kimyasallar içerir (144). Sodyum perboratın çözünmesi peroksit üretir, peroksit de parçalanarak oksijeni serbest bırakır. Serbest oksijen, protez materyaline zarar vermezken organik artıkları veya mikroorganizmaları çözer ve ayırır (131).

Peroksit temizleyicileri en fazla yeni oluşmuş plak ve lekeler üzerinde etki göstermektedir. Protezin yapımından itibaren düzenli olarak kullanıldıklarında, bu ürünler müsin ve hafifçe tutunmuş besin artıklarını etkili bir şekilde yok edebilirler. Fakat perborat ihtiva eden protez temizleyicileri yerleşik, kalın dental plaklar konusunda yeterli bulunmamaktadır (149, 150).

Peroksit temizleyicilerin etkili olabilmeleri için, protezlerin bu solüsyonlarda birkaç saat ya da bir gece bırakılmaları gerektiği belirtilmektedir. Ancak rutin olarak kullanıldıklarında, akrilik ve metal yapılarda olumsuz sonuçlar ortaya çıkmasından dolayı araştırmacı ve üreticilerin önerdiği uygulama süresi 15 dakika olarak belirlenmiştir (150, 151).

Corega®, alkali peroksit içeren eforvesan bir temizleyici tablettir. Suda çözündüğü zaman sodyum perboratın ayrışmasıyla alkali hidrojen peroksit oluşur. Bununla birlikte, kimyasal ve mekanik etki kombinasyonu ile içeriğindeki aktif malzemeler ve oksijen baloncuklarıyla debris ve lekeleri çözer (152).

Çakan ve ark. (153) yaptıkları çalışmada iki sert astar materyali ve bir ısı ile polimerize olan akrilik rezin materyalini alkali peroksit içeren üç farklı marka eforvesan tablet içerisinde 140 gün boyunca günde 8 saat bekleterek yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişlerdir. Yapılan çalışmada bu temizleyicilerin, akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde arttırabileceğini göstermişlerdir. Bu yüzden dikkatli kullanımları gerekmektedir.

Peracini ve ark. (154) yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik rezin materyallerini 180 gün boyunca alkali peroksit içeren eforvesan tablet içerisinde bekletip renk değişimini ve yüzey pürüzlülüğünü ölçmüşlerdir. Çalışmalarının sonucunda renk değişiminin ve yüzey pürüzlülüğünün önemli derece arttığı sonucunu bildirmişlerdir.

Akşit ve ark. (155) yaptıkları çalışmalarında akrilik protez kaide materyalleri ve silikon esaslı bir yumuşak astar materyali ile alkali peroksit içeren üç farklı marka tablet kullanmışlardır. Sonuçlarına göre, her üç protez temizleme tabletinin tüm akrilik ve yumuşak astar materyali deney örnekleri üzerindeki vegetatif bakterilere karşı %100 oranında etkili olduğu, sporlu bakterilere karşı ise %99'a yakın bir etkinlik gösterdiği saptamışlardır.

De Freitas Fernandes ve ark. (14), akrilik rezin ve poliamid materyali ile alkali peroksit içeren temizleme tabletinin olduğu farklı temizlemeyici ajanları kullanarak bakteri filmleri üzerinde protez temizleyicilerin etkinliğini değerlendirmek amacıyla yaptığı çalışmalarında sonuç olarak, bütün dezenfektan solüsyonların bakteri suşları üzerinde yüksek etkinlik gösterdiğini ileri sürmüşlerdir.

2.10.1.3.Dilüe Asitler

Protez temizliğinde sitrik asit bazlı temizleyicileri kullanmak canlı *C. albicans* hücrelerinin sayısını azaltmaktadır (156). Bu temizleyiciler, kalsiyum iyonları ile ayırma mekanizması yoluyla biyofilmleri etkili bir şekilde bozup kemoterapötik bir ajan görevi görmektedir (157). Bu mekanizma, sitrik asidin kalsiyum köprülerini kırmasına ve ardından biyofilm matrisini bozmasına izin vererek antibiyofilm aktiviteye yol açabilir (158, 159). Protez temizliğinde etkili olsalar da, aşındırıcı özelliklerinden dolayı günlük olarak kullanılamamaktadır (160).

2.10.1.4.Enzimler

Enzimler, glikoprotein, mukoprotein ve hücre dışı polisakkarit yapıları üzerinde etki ederek makromoleküllerin daha az yapışkan, daha küçük birimlere parçalanmasına neden olur; ancak hala araştırma aşamasında oldukları için kullanımları sınırlıdır (161). Enzim içeren protez temizleyicilerin maya hücrelerini ve plak birikimini azalttığı gösterilmiştir (145). Protezlerin yüzeylerindeki plak birikimini proteinleri parçalayarak engellemektedir. Saf enzimatik temizleyiciler, genel dezenfeksiyon amaçlı tablet şeklinde üretilir ve yalnızca profesyonel kullanım içindir (144).

2.10.1.5.Dezenfektanlar

Potasyum permanganat (%0,4-1), gluteraldehitin %2'lik solüsyonu, klorin dioksit ve klorheksidin glukonat (%0,2) gibi çeşitli dezenfektanlar protez temizliği amacıyla kullanılabilir. %2'lik gluteraldehit solüsyonu 10 dakikalık sürede dezenfeksiyon sağladığı bildirilmektedir. %0,4 ve %1'lik potasyum permanganat ise bu konuda yeteri kadar etkili değildir. %2'lik klorheksidin glukonatın *C. albicans* üzerinde etkili olduğu, protezin temasta olduğu iltihabi dokularda iyileşme sağladığı ve protez dezenfektanı olarak kullanılabileceği belirtilmektedir. Protez üzerindeki bakteri miktarında azalma ve protez stomatitisi olan mukozada iyileşme meydana getirdiği fakat kullanımı bırakıldıktan sonra nüks ettiği görülmektedir (162, 163).

Gluteraldehit esaslı solüsyonlar organik yapıya etki gösterirler. Antimikrobiyal etkinlikleri yüksektir; fakat toksiktirler (164). %2'lik gluteraldehit solüsyonu 10-15 dakika süre ile uygulandığında sadece dezenfeksiyon sağlar, sterilizasyon amacı ile kullanıldığında ise üretici firmalar 10 saatlik süre önermektedirler. Ancak % 2'lik

gluteraldehit solüsyonu kolay, etkin ve ucuz bir yöntem olmakla beraber, uzun bekleme süresi ve yüzey morfolojisini etkilemesi yönünden bazı riskler taşımaktadır (165).

Sodyum hipoklorit, protez temizliğinde kullanılan bir dezenfektandır. Sulandırılmış sodyum hipokloritte beş dakika bekletmenin, protez üzerindeki mikroorganizmaları sterilize ettiği bildirilmiştir. Hipoklorit içeren solüsyonlar protez üzerindeki plağı uzaklaştırmada etkilidir; ancak sodyum hipokloritin ağartıcı etkisinin olduğu göz önünde bulundurulmalıdır (166).

Klorheksidin bir antiviral ajan olup oldukça stabil, suda eriyebilir diglukonat tuzu şeklinde hazırlanır (166). % 0.2'lik klorheksidin glukonatın *C. albicans*'a etkili olduğu ve protez altında oluşmuş olan iltihaplı dokularda iyileşmeyi sağladığı, ayrıca protez dezenfektanı olarak kullanılabileceği Budtz-Jorgensen ve Loe tarafından belirtilmiştir (167). Pavarina ve ark. (168), ise klorheksidin glukonatın protezlerde bulunan mikroorganizmaları ortadan kaldırmada başarılı olduğunu ifade etmişlerdir. Protezin, klorheksidin glukonat içeren solüsyonda bekletilmesi ile protez stomatiti olan mukozada iyileşme sağlandığı ve protez yüzeyinde bulunan bakteri plağında önemli ölçüde azalma olduğu görülmüştür (166).

Protez temizliğinde kullanılan dezenfektanlardan biri de elektrolize sudur. Elektrolize su, metal elektrotlar kullanılarak sudan geçen bir elektrik akımı tarafından üretilir. Musluk suyunun metal elektrot ile elektrolize edilmesiyle oluşan elektrolize suyun fiziksel ve kimyasal özellikleri ham musluk suyundan farklıdır. Bir metal elektrot ile elektroliz edilen su, hipokloröz asit, serbest klorür, radikal oksijen ve reaktif hidrojen içerir (20, 169). Elektrolize su, gram pozitif ve negatif bakterilere karşı antimikrobiyal aktiviteye sahiptir (170, 171). *C. albicans*'a karşı antifungal aktiviteye sahiptir (172). Ayrıca elektrolize suyun antitümör ve antiinflamatuvar etkileri gibi insan sağlığına faydalar sağladığı bildirilmiştir. Bu nedenle son zamanlarda elektrolize suyu kullanan protez saklama ve temizleme cihazı geliştirilmiştir (19, 173).

2.10.2. Mekanik Yöntemler

2.10.2.1. Abrasiv Ajanlar

Diş yüzeylerinde kullanmak amacıyla üretilmiş diş fırçaları protez temizliği için de kullanılabilir. Ayrıca piyasada bu iş için özel olarak tasarlanmış protez fırçaları da mevcuttur. Rutin protez temizliği için en sık kullanılan yöntem musluk suyu

ve sabun ile protezlerin fırçalanmasıdır. Fakat bu yöntem düzenli ve günlük uygulandığı zaman etkili olmaktadır (13). Protez üzerinde biriken plağın etkili bir biçimde kaldırılabilmesi için 20 dakikalık bir fırçalamanın gerekli olduğunun bildirilmesine karşın, günde 2 defa 2 dakikalık fırçalamanın da etkili olduğu gösterilmiştir (162). Fırçalama yöntemi protezlerdeki renklenmeleri ve plağı gidermek için etkili bir yöntem olmasına karşın protez dezenfeksiyonu için tek başına yeterli olan bir yöntem değildir (17).

2.10.2.2.Ultrasonik Temizleyiciler

Ultrasonik cihazların çalışma prensibi titreşimle mikroorganizmaları yerinden uzaklaştırmaktır. Bu yöntem mikroorganizmaların sayısında önemli bir azalmaya neden olmamaktadır ve protez plağının uzaklaştırılması için tek başına yeterli bir yöntem değildir. Ancak ultrasonik temizleyici cihazın içerisine, dezenfektan bir eriyik konularak yöntemin etkisi artırılabilir (13). Ultrasonik temizlemenin protezin cilalı yüzeyleri üzerinde olumsuz bir etkisi bulunmamaktadır. Ultrasonik veya sonik protez temizleme cihazları ucuz, hızlı ve zahmetsiz bir temizleme yöntemi olduğu için, özellikle nöromusküler rahatsızlığı olan hastalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Fakat özel cihaz gereksinimi kullanımı sınırlamaktadır (13, 162).

2.10.2.3.Mikrodalga Fırın

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin mikrobiyal etkinliği ilk olarak 1985 yılında kanıtlanmış ve kullanıma sunulmuştur (174). Mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi, canlılığını yitirmiş organizmaların ve bunların ürünlerinin protez üzerinden uzaklaştırılmasında yeterli olmamaktadır. Bu sebeple ultrasonik temizleyici veya fırçalama yönteminin de bu yöntemle ek olarak kullanılması gereklidir (13, 28). Mikrodalga ile dezenfeksiyonun 650 W güç ile 5 dakika uygulanması protez kaide maddeleri ve kaide astarları üzerinde bulunan Candida Albicans ve Staphylococcus Aureus suşları üzerinde etkili bulunmuştur (175, 176). Bu yöntem, özel fırın ve muflalar gerektirmesinden dolayı yüksek maliyetlidir (13).

Bu çalışmanın amacı, farklı akrilik rezin esaslı materyallere uygulanan farklı protez temizleme prosedürlerinin farklı zaman aralıklarında (0., 7., 30. ve 90. günlerdeki) materyallerin pürüzlülük ve kandida tutulumuna etkisini değerlendirmektir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi, farklı protez temizleme prosedürlerinin akrilik rezinlerin pürüzlülük ve kandida tutulumuna etki etmeyeceğidir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışmada kullanılan örneklerin hazırlanması; Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında, mikrobiyoloji testleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıbbi Biyoloji Anabilim Dalı Laboratuvarında, yüzey pürüzlülüğü ölçümleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Malzeme Bilimleri ve İmal Usulleri Laboratuvarında gerçekleştirildi.

Çalışmamızda farklı yöntemlerle polimerize olan (ısı ile polimerize ve otopolimerize) iki adet akrilik rezin materyali ve otopolimerize sert astar materyali kullanıldı. Çalışmada kullanılan kaide ve astar materyallerin; adları, üretici bilgileri ve türleri Tablo 2’de ve görselleri Resim1-3’te gösterildi.

Tablo 2. Çalışmada kullanılan kaide ve astar materyallerin; adları, üretici bilgileri ve türleri

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	İçerik	Üretici Firma	Seri No
Isı ile polimerizasyon	Meliodent® sıcak akrilik	Toz: PMMA, benzoil peroksit Likit: MMA, EGDMA	Kulzer GmbH, Hanau, Almanya	K010049
Otopolimerizasyon	Meliodent® soğuk akrilik	Polimetil metakrilat	Kulzer GmbH, Hanau, Almanya	KA10091
Otopolimerizasyon	GC Reline Hard	Toz: PEMA, benzoil peroksit, silikon oksit Likit: butoxy ethyl, benzil metakrilat, MMA, 1,6-HDMA	GC America Incorporation , Alsip IL, USA	1904251



Resim 1. Meliodent ısı ile polimerize akrilik toz ve likit



Resim 2. Meliodent otopolimerize akrilik toz ve likit



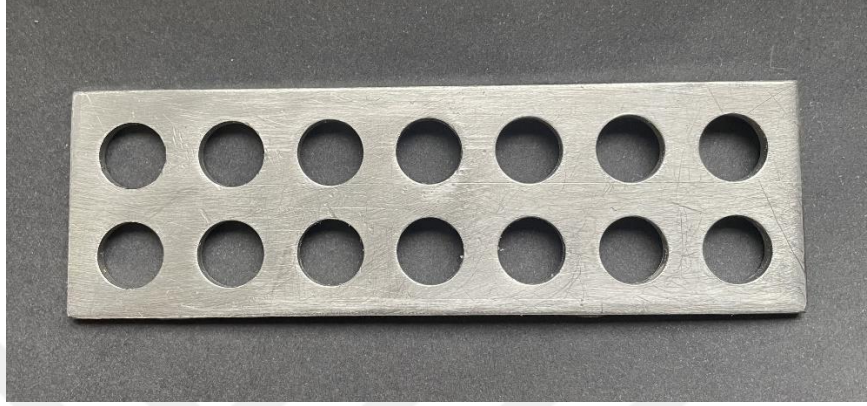
Resim 3. GC Reline Hard sert astar toz ve likit

3.1. Örneklerin Hazırlanması

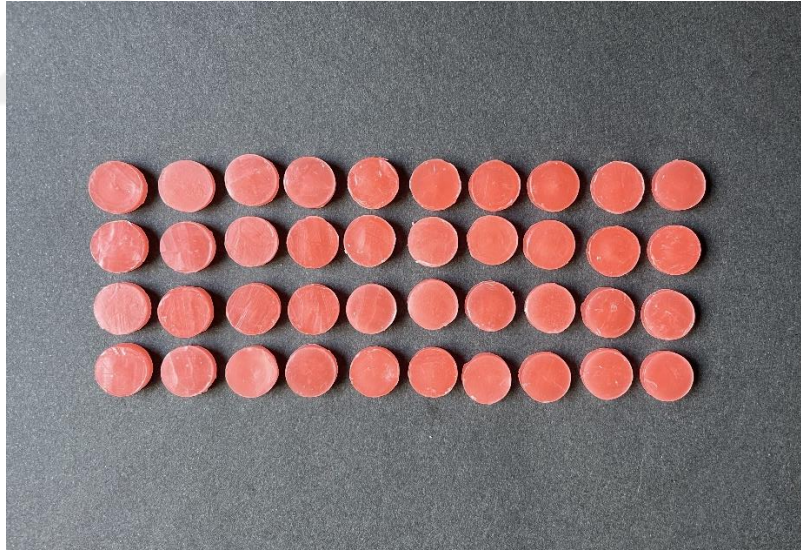
3.1.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezin Örneklerin Hazırlanması

Yüzey pürüzlülüğü testi ve mikrobiyoloji testlerinde kullanılmak üzere standart boyutlarda örnekler hazırlamak amacıyla 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında paslanmaz çelik model hazırlandı (Resim 4). Isı ile polimerize olan akrilikler için çelik blokların boşluklarına mum (Cavex, Hollanda) eritilerek döküldü ve sertleştikten sonra mum diskler muflaya hazır hale getirildi (Resim 5). Muflanın alt parçasına tip II sert alçı (Moldano, Heraeus Kulzer, Almanya) döküldü ve hazırlanan mum diskler muflaya yerleştirildi ve alçının sertleşmesi bekledi (Resim 6). Alçı sertleştikten sonra izolasyonun sağlanması için yüzeye lak sürüldü. Muflanın üst parçası kapatıldı ve üst sınıra kadar alçı döküldü. Mufla hidrolik preste (Emmevi Spa, İtalya) 5 dakika boyunca 20psi basınç altında preslendi. Alçı sertleştikten sonra kayıp mum tekniği uygulanarak 100°C’de kaynayan suda muflalar 1 saat bekletildi. Mum uzaklaştırılarak akrilik rezinlerin tepimi için boşluklar elde edildi (Resim 7). Model boşluklarına gerekli izolasyonun sağlanması için alt ve üst mufla parçalarının alçı yüzeylerine lak sürüldü. Meliodent akrilik toz/likit karıştırma oranları firma talimatlarına uygun olarak toz ağırlıkları 200gr/0.01gr hassasiyetindeki dijital hassas terazi (Kuvars, Çin) ile, likit miktarları ise enjektör kullanılarak hesaplandı. Ölçülen miktarlar karıştırıldıktan sonra firma talimatlarına uygun şekilde bir süre bekletildi. Hamur kıvamını aldıktan sonra

akrilik rezin alçı boşluklarına yerleştirildi ve 5 dakika boyunca 20psi basınç altında preslendi. Muflalar üretici firmanın tavsiyesine uygun olarak soğuk suya konuldu ve suyun kaynama sıcaklığına ulaşmasını takip eden 20 dakika süresince kaynayan suda bekletildi. Alınan muflalar oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı.



Resim 4. Mum örnekler hazırlanırken kullanılan paslanmaz çelik model



Resim 5. Isı ile polimerize akrilik örneklerin muflalama işlemi için hazırlanan mum örnekler



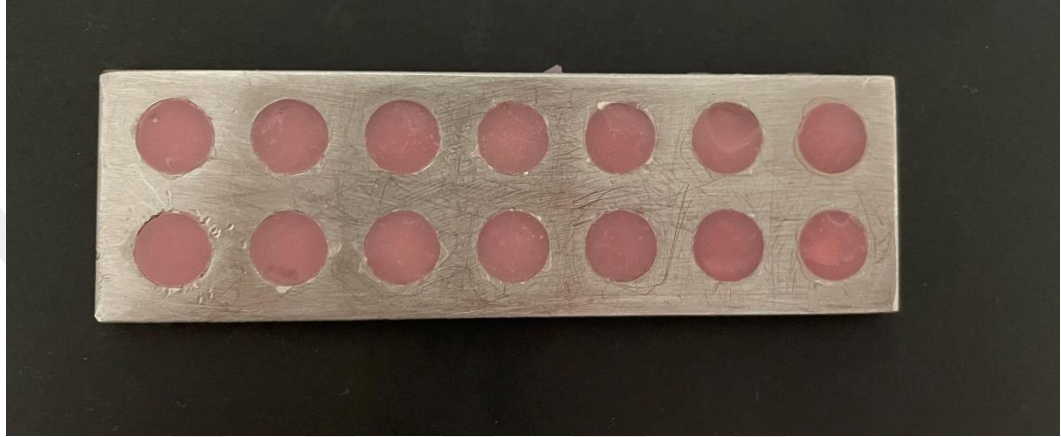
Resim 6. Alçı içine yerleştirilen mum örnekler



Resim 7. Alçıya gömülen disk şekilli mum örneklerin negatifleri

3.1.2. Otopolimerize Akrilik Rezin Örneklerin Hazırlanması

Meliodent akril toz ve likiti oranları üretici firmanın talimatları doğrultusunda 10gr toza 7 ml sıvı olacak şekilde hazırlandı. Ölçülen miktarlar karıştırıldıktan sonra firma talimatlarına uygun şekilde bir süre bekletildi. Hamur kıvamını aldıktan sonra akrilik rezin materyal metal blok boşluklarına döküldü (Resim 8). Polimerizasyon gerçekleştikten sonra metal bloktan akrilik örnekler çıkartıldı.



Resim 8. Metal blokta hazırlanan otopolimerize akrilik örnekler

3.1.3. Sert Astar Örneklerin Hazırlanması

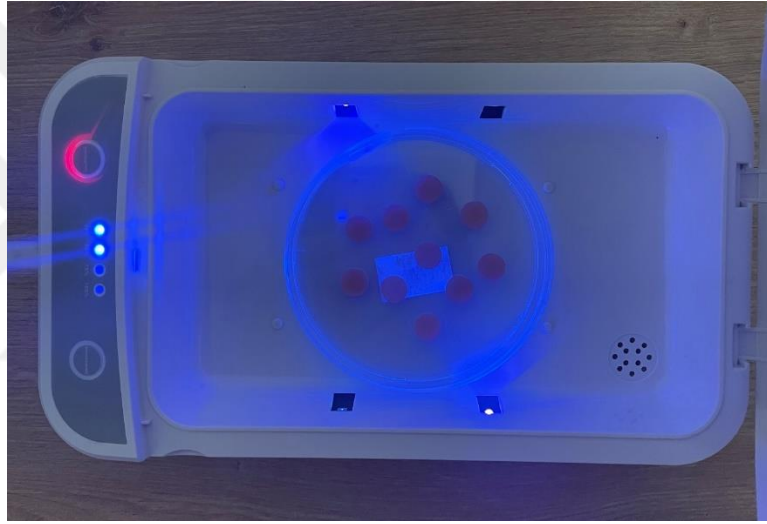
GC Reline sert astar malzemesi için üretici firmanın talimatları doğrultusunda 1.8 gr toza 1 ml sıvı olacak şekilde, toz için ölçü kabı ve sıvı için damlalık kullanılarak plastik bir kaptaki 15 saniye karıştırıldı. Plastik bir spatülle metal blok boşluklarına döküldü. Polimerizasyon gerçekleştikten sonra örnekler blokların içerisinde çıkarıldı (Resim 9).



Resim 9. Metal blok içerisinde çıkarılan sert astar örnekleri

3.1.4. Örneklerin Tesviye, Polisaj ve Sterilizasyon İşlemleri

Isı ile polimerize olan akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin ve sert astar örnekleri tungsten karbid canavar frezle fazlalıkları alındıktan sonra sırasıyla sert (yeşil), orta (gri) ve ince (sarı) grenli silikon frezlerle (Meisinger, Düsseldorf, Almanya) tesviye işlemleri uygulandı. Pomza ve polisaj patıyla (Universal polishing paste, Ivoclar, Lihtenştayn) cila işlemi bitirildi. Elde edilen örnekler basınçlı hava ile kurutulduktan sonra 24 saat boyunca oda sıcaklığında distile suda saklandı. Mikrobiyoloji testi yapılmadan önce 253.7 nm dalga boyunda 9W gücünde UV ışığıyla (Multifunctional ultraviolet machine, Çin) 10 dakika boyunca örneklerin sterilizasyonu sağlandı (Resim 10).



Resim 10. Örneklerin UV ışığı ile sterilizasyonu

3.2. Örnek Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızda her materyalden 40'ar adet örnek olmak üzere 3 farklı materyal ile örnekler hazırlandı. Protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önce 3 farklı materyalin kandida tutulumlarına baktıldı. Daha sonra her materyal kendi içinde 4 alt gruba ayrıldı.

Yüzey pürüzlülük testi için 10×2 mm boyutlarındaki sert akrilik, tamir akriliği ve sert astar materyali örnekleri; sadece distile suda bekletilen kontrol grubu (K), efervesan tablet içinde bekletilen grup (Cor), fırçalama uygulanan grup (F) ve elektrolize su içinde bekletilen grup (ES) olmak üzere 4 alt grup ve her grupta 10'ar

adet örnek (n=10) olacak şekilde rastgele ayrıldı (Tablo 3). Çalışmamızda üç ay boyunca her gün örneklerle belirlenen protez temizleme prosedürleri uygulandı. Yüzey pürüzlülüğü 0.gün, 7. gün, 30. gün ve 90. günlerde ölçüldü.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri sonrasında 12 gruba ayrılan toplam 120 adet örnek protez temizleme prosedürleri uygulandıktan 3. ay sonrasında tekrardan kandida tutulumlarına bakıldı.

3.3. Protez Temizleme Metodları

Protez temizleme yöntemi olarak; alkelen peroksit içerikli efervesan tablet şeklinde piyasaya sunulan Corega protez temizleme tableti, yumuşak uçlu diş fırçası ile fırçalama ve elektrolize su kullanıldı. Kontrol gruplarının bekletildiği su her gün yenilendi.

Tablo 3. Çalışma grupları ve örnek sayıları

AKRİLİK MATERYALİ	SOLÜSYON	ÖRNEK SAYISI (n)
Meliodent sıcak akrilik	Su	10
	Corega	10
	Fırçalama	10
	Elektrolize su	10
Meliodent soğuk akrilik	Su	10
	Corega	10
	Fırçalama	10
	Elektrolize su	10
Sert astar	Su	10
	Corega	10
	Fırçalama	10
	Elektrolize su	10

3.3.1. Efervesan Tablet ile Protez Temizleme Prosedürü

Çalışmada kullanılan alkalin peroksit grubu kimyasal protez temizleme solüsyonundan Corega efervesan tablet (Resim 11, Tablo 4), üretici firma önerileri doğrultusunda 200 ml’lik ılık suya 1’er tablet atılarak çözündürüldü.

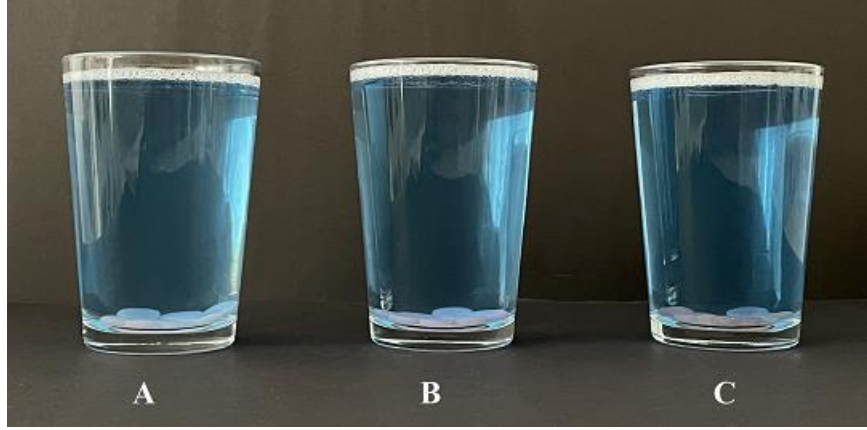
Protez temizleme solüsyonunda örnekler, üretici firma talimatı doğrultusunda 5 dk bekletildi (Resim 12) ve bu işlem 90 gün süre ile her gün için tekrar edildi. Gün içinde kalan zamanda örnekler oda sıcaklığında distile suda bekletildi.



Resim 11. Corega efervesan tablet

Tablo 4. Protez temizleme solüsyonu, içeriği ve üretici firma

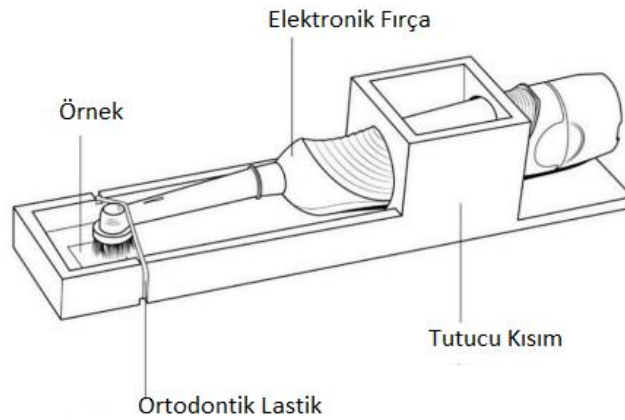
İSİM	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA
Corega	Potasyum Monopersulfate Sodium Bicarbonate Sodium Lauryl Sulfoacetate Sodium Perborate Monohydrate Sodium Polyphosphate	Glaxosmithkline (GSK) Waterford, İrlanda



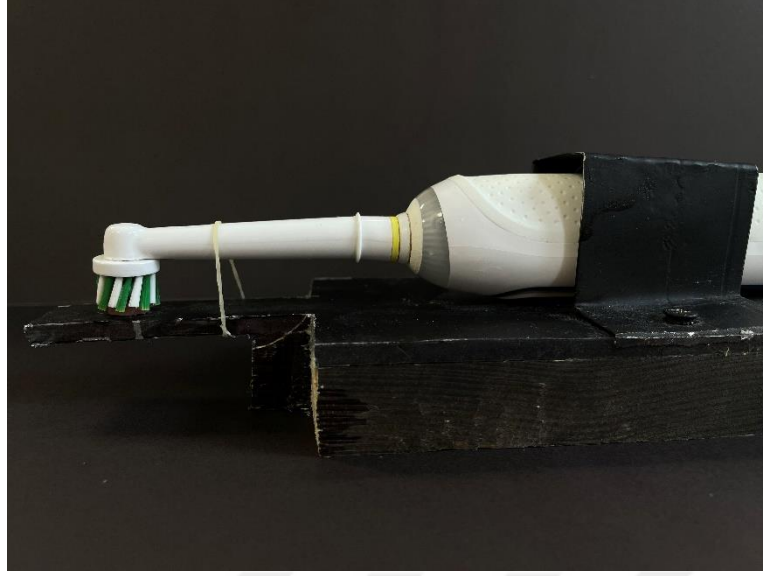
Resim 12. Protez temizleme solüsyonunda bekletilen örnekler (A-ısı ile polimerize sert akrilik, B- otopolimerize sert akrilik, C- sert astar örnekleri)

3.3.2. Fırçalama Yöntemi Temizlik Prosedürü

Fırçalama yöntemi ile temizlenecek örneklerin her birine fırçalama zamanı ve uygulanan kuvvetin standart olması için elektronik diş fırçası (DB-4010; Oral-B Braun GmbH, Kronberg/Ts., Almanya) kullanılarak bir düzenek hazırlandı (177). Elektronik diş fırçasına başlık (Precision Clean; Oral-B Braun GmbH) takılarak, özelleştirilmiş bir fırça tutacağı üzerine sabitlendi (Resim 13-14). Bu elektronik diş fırçası salınımlı dönme hareketi ile dakikada 7600 vuruş yapmaktadır. Sabit 2 N'luk kuvvet uygulanması amacıyla ortodontik lastik kullanıldı. 10000 fırça darbesinin bir yıllık protez temizliğini temsil ettiği bildirilmiştir (178–180). Bu nedenle düzeneğe yerleştirilen her örnek elektronik diş fırçası ile bir haftayı simüle etmek için 2 saniye fırçalandı. Fırçalama sonrası örnekler oda sıcaklığında distile suda bekletildi.



Resim 13. Diş fırçası düzeneği şematik çizimi (177)



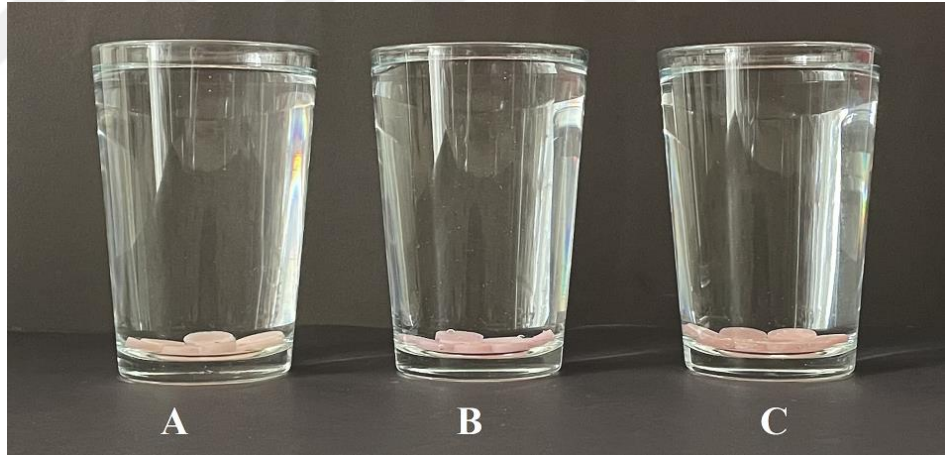
Resim 14. Fırçalama temizlik grubu düzeneği

3.3.3. Elektrolize Su ile Temizlik Prosedürü

Çalışmamızda elektrolize su üretme cihazı (Hypo Clean, Fakir Hausegerate GmbH, Almanya) kullanıldı. Üretici firma talimatları doğrultusunda cihaza 400 ml musluk suyu ve 0.5 gr rafine tuz konulup 1 dakika çalıştırıldı (Resim 15). Böylece musluk suyu elektrolize edilerek örneklerin dezenfeksiyonu için solüsyon hazırlandı. 3 materyalden 10'ar adet örnekler 200 ml'lik elde edilen elektrolize suda üretici firma önerisi üzerine 5 dakika bekletildi (Resim 16) ve tekrar su ile yıkandı. Bu işlem 90 gün boyunca tekrarlandı.



Resim 15. Elektrolize su cihazı içerisine su ve rafine tuzun koyulup çalıştırılması



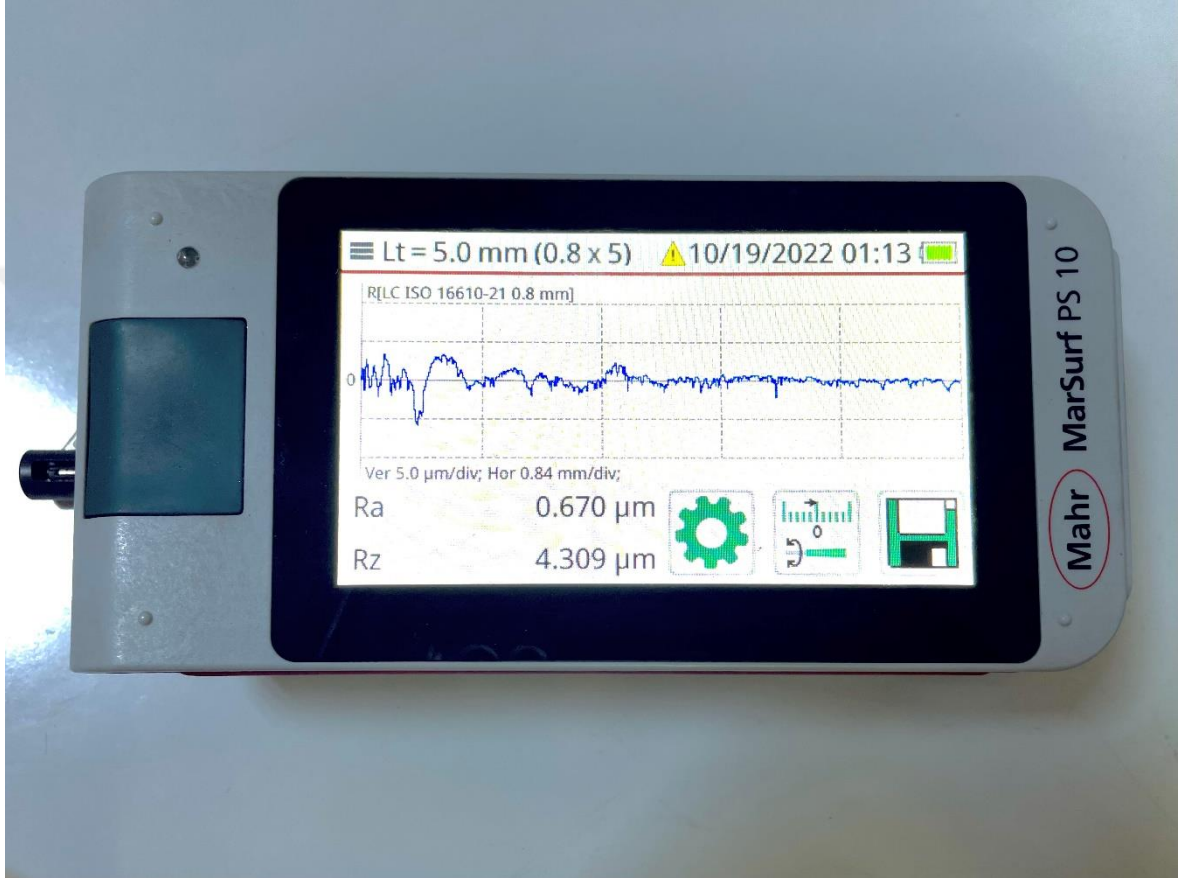
Resim 16. Elektrolize su içerisinde bekletilen rnekler (A-ısı ile polimerize sert akrilik, B- otopolimerize sert akrilik, C- sert astar rnekleri)

3.4. Yüzey Pürüzlülük lmleri

Çalışmamızda elde edilen toplam 120 adet örneğin yüzey pürüzlülüğü (Ra) lmleri kontakt profilometre test cihazı (Marsurf M 300C, Mahr GmbH, Almanya) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 17-18).

Yüzey ölçüm uzunluğu 5 mm olarak ayarlandı. 0.5 mm/s hızda ölçümler gerçekleştirildi. Yüzey pürüzlülüğü her örneğin 3 farklı yüzeyinden ölçülen değerlerin aritmetik ortalaması alınarak kaydedildi.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri örneklere protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra 7. gün, 30. gün ve 90. günde yapıldı.



Resim 17. Yüzey pürüzlülüğünün ölçüldüğü kontakt profilometre cihazı

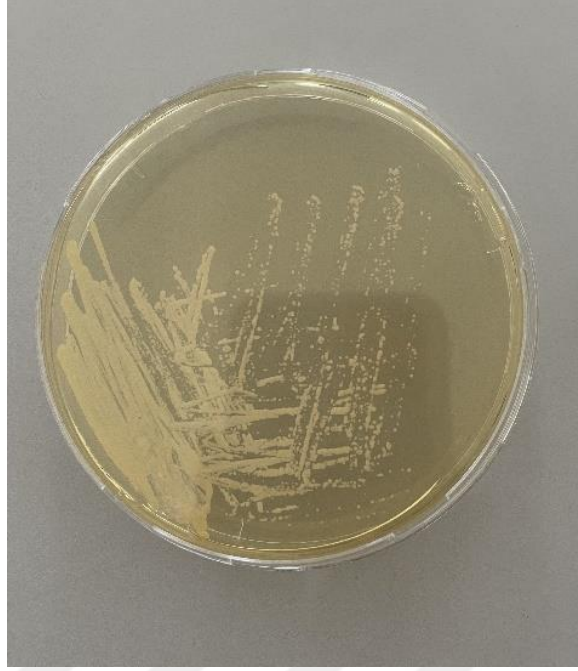


Resim 18. Kontakt profilometre cihazı ile materyallerin pürüzlülüğünün ölçülmesi

3.5. Mikrobiyoloji Testi

3.5.1. *Candida albicans*'ın Hazırlanması

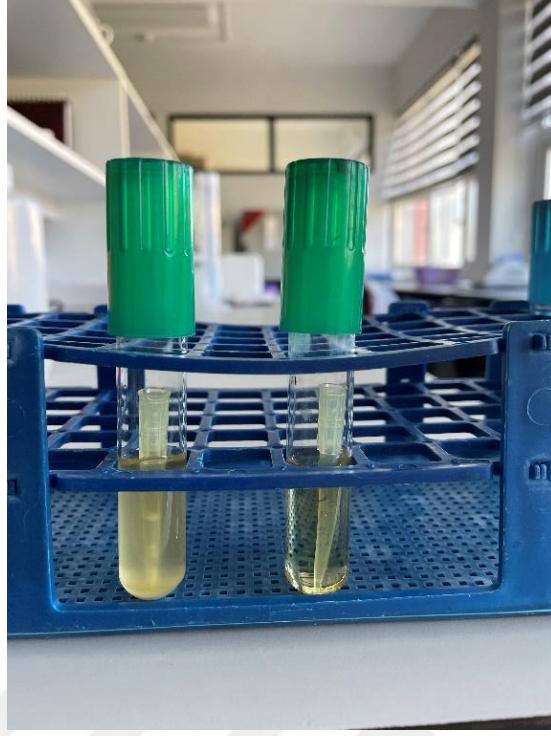
Standart *C. albicans* suşu (ATCC1023), Karadeniz Teknik Üniversitesi Moleküler Biyoloji ve Genetik bölümünde hazırlandı. Mikroorganizma ilk olarak Sabouraud dextrose agar besiyerine ekildi ve 37°C de 24 saat etüvde inkübe edildi (Resim 19). Daha sonra 2 ml Sabourand Dextrose sıvı besiyerine ekildi ve 37°C de 24 saat sallayıcı etüvde 150 rpm de inkübasyona bırakıldı (Resim 20). İnkübasyon sonunda 15 ml'lik falkonlara gece kültüründen 2 ml alındı ve 6000 rpm'de 10 dakika santrifüj edilerek sıvı besiyeri uzaklaştırıldı (Resim 22). Çökelti halindeki mikroorganizmalar 1 ml fosfat tamponlu tuz (PBS, pH:7.4) solüsyonunda çözdürüldü ve 6000 rpm de 10 dakika boyunca santrifüj edilerek yıkandı ve tekrar 1ml fosfat tamponlu tuzda seyreltilti. Elde edilen süspansiyonun spektrofotometrede (Spectramax M2, Molecular Devices, California, ABD) 520 nm'de ölçümü alındı (Resim 23) ve 0.38 OD 'ye seyreltme yapıldı.



Resim 19. 37°C de 24 saat etüvde inkübe edilen mikroorganizmalar



Resim 20. Sıvı besiyerine ekilen mikroorganizmaların 37°C de 24 saat sallayıcı etüvde inkübasyona bırakılması



Resim 21. Gece kültürüne bırakılan sıvı besiyeri (sağdaki kontrol, soldaki bulanık olan candida ekilmiş besiyeri)



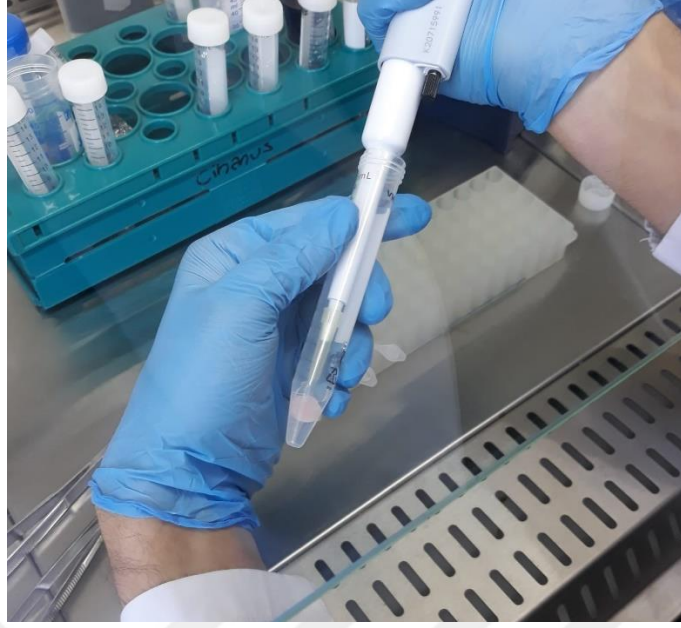
Resim 22. Gece kültürüne bırakılan mikroorganizmaların santrifüj ile sıvı besiyerinin uzaklaştırılması



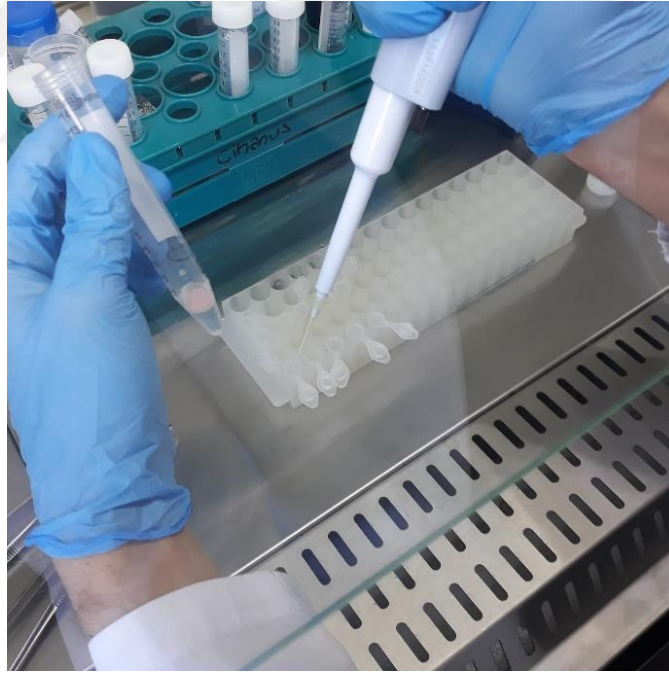
Resim 23. Süspansiyonun spektrofotometrede ölçümünün alınması

3.5.2. Kontaminasyon İşlemleri

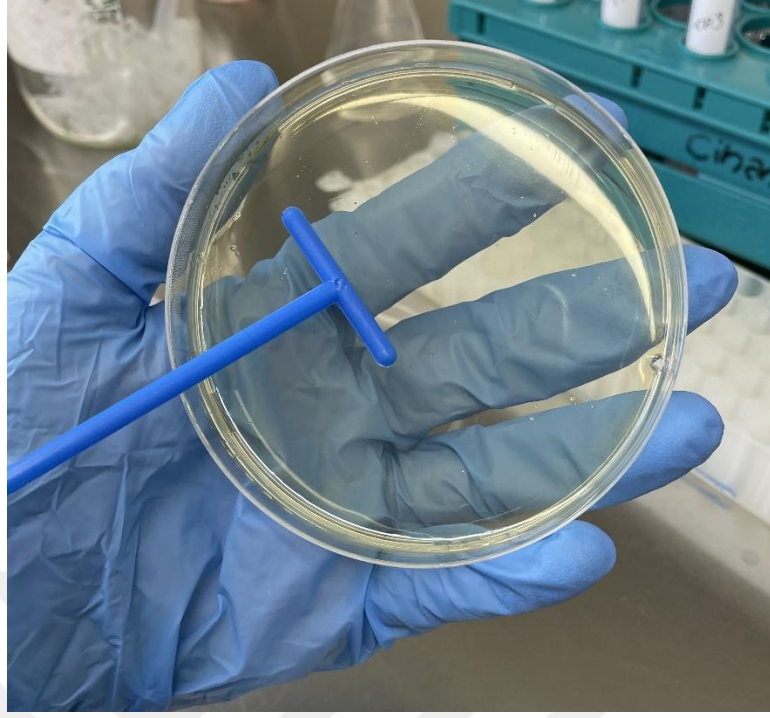
Steril edilen ısı ile polimerize akrilik, otopolimerize akrilik ve sert astar örnekleri 3 farklı erlene konuldu ve 1 ml'lik seyreltilmiş candida solüsyonu ilave edilerek 37°C de 24 saat sallayıcı etüvde 150 rpm'de kontamine edildi (Resim 24). Kontamasyon sonunda örneklerin içinde bulunduğu sıvı uzaklaştırıldı ve örnekler üzerindeki tutunmayan hücrelerin uzaklaştırılması amacıyla üç kez 1'er ml'lik fosfat tamponlu tuz ile yıkandı. Daha sonra materyaller 15 ml'lik falcona alındı ve üzerine 1 ml fosfat tamponlu tuz ilave edilip, materyallere tutunan mikroorganizmaların sıvıya geçmesi amacıyla 60 saniye vortexlendi (Resim 25). Sıvıdan 10 µl boş bir efendorfa alındı ve üzerine 90 µl fosfat tamponlu tuz ilave edilerek 10^{-1} oranında seyreltik solüsyon elde edildi (Resim 26-27). 10^{-1} 'lik candida albicans solüsyonundanda 10 µl boş bir efendorfa alındı ve üzerine 90 µl fosfat tamponlu tuz ilave edildi. Böylece 10^{-2} 'lik C. albicans içeren solüsyon hazırlandı. Bu efendorflardan 10 ar µl alındı ve sabourand dextrose agar petrilere yayma ekim yapıldı (Resim 28). Petrilere 37° C'de 24 saat etüvde inkübasyona bırakıldı (Resim 29).



Resim 26. Sıvıdan 10 μ l boş bir efendorfa alınması



Resim 27. 90 μ l fosfat tamponlu tuz ilave edilerek 10^{-1} oranında seyreltik solüsyon elde edilmesi



Resim 28. Petrilere yayma ekim yapılması



Resim 29. 37° C'de 24 saat etüvde inkübasyona bırakılan petriler

3.5.3. Candida albicans Koloni sayımı

Yayma ekim yapılarak 24 saat etüvde bekletilen petrilerdeki kolonilerin göz ile sayımı 0. gün ve 90. gün sonunda protez temizleme prosedürleri uygulanan örnekler için yapıldı (Resim 30) ve ‘Colony Forming Units’ (CFU) formülüne (130) göre hesaplandı.



Resim 30. Çıplak göz ile koloni sayımının yapılması

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Yüzey pürüzlülüğü testine ait verilerin istatistiksel değerlendirilmeleri SPSS 17.0 (SPSS 17.0; IBM Corp, SPSS Inc, Chicago, IL, ABD) programı ile yapıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Yüzey pürüzlülük analizlerinde tekrarlayan örnekler için üç yönlü ANOVA testi ve Bonferroni düzeltmesi ile birlikte eşleştirilmiş örneklem t testi kullanıldı. Tüm karşılaştırmalar %95 güven aralığında değerlendirildi ($p < 0,05$).

Mikrobiyoloji testlerine ait verilerin İstatistiksel analizi için SPSS 17.0 (SPSS 17.0; IBM Corp, SPSS Inc, Chicago, IL, ABD) kullanıldı. Protez temizleme işlemleri uygulanmadan ölçülen kandida tutulumu değerlerinin parametrik dağılım gösteren verileri için tek yönlü ANOVA testi ve Tukey HSD testi uygulandı. Protez temizleme prosedürleri uygulandıktan üç ay sonra materyallerin kandida tutulumlarının

değerlendirildiği parametrik dağılım göstermeyen verilerin analizi için Kruskal-Wallis testi uygulandı ($p<0,05$).



4. BULGULAR

Çalışmamızda farklı yöntemlerle polimerize olan (ısı ile polimerize ve otopolimerize) iki adet akrilik rezin ve bir adet sert astar materyalinin farklı protez temizleme prosedürleri uygulanarak yüzey pürüzlülüğü değerleri ve mikrobiyoloji bulguları iki ayrı bölümde değerlendirildi.

4.1. Yüzey Pürüzlülük Testine Ait Bulgular

Tüm örneklerin başlangıç yüzey pürüzlülük ortalama değerleri ve standart sapmaları Tablo 5’te verildi.

Materyallere protez temizleme prosedürleri uygulanmadan (0.gün) önceki kontak profilometre cihazı ile yapılan ölçümlere göre, en yüksek pürüzlülük ortalama değeri otopolimerize sert akrilik materyalinin kontrol grubunda ($1,33 \pm 0,34$) görülürken, en düşük değer sert astar materyalinin kontrol grubunda ($0,66 \pm 0,23$) görüldü (Tablo 5) .

Tablo 5. Protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önce materyallerin kontrol gruplarının ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapmaları (Ra)

Materyal	Yöntem	Ortalama	Standart sapma	Örnek sayısı
Isı ile polimerize PMMA	Kontrol	,84	,09	10
Otopolimerize PMMA	Kontrol	1,33	,34	10
Sert Astar	Kontrol	,66	,23	10
Total	Kontrol	,94	,37	30

Tablo 6. Protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önce materyallerin kontrol gruplarının ikili karşılaştırmaları

(I) M	(J) M	Ortalama farkı (I-J)	Standart hata	p(a)	95% Güven aralığı (a)	
					Alt sınır	Üst sınır
Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,49(*)	0,09	,000*	-,67	-,31
	Sert astar	,17	0,09	,058	-,07	,35
Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,49(*)	0,09	,000*	,31	,67
	Sert astar	,67(*)	0,09	,000*	,49	,85
Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	-0,17	0,09	,058	-,35	,07
	Otopolimerize PMMA	-,67(*)	0,09	,000*	-,85	-,49

Temizleme uygulamalarından önce kontrol grubunda ısı ile polimerize akrilik ile otopolimerize akrilik grupları arasında ve otopolimerize akrilik ile sert astar grupları arasında anlamlı farklılık görülürken ($p<0,05$); ısı ile polimerize akrilik ile sert astar materyallerinin yüzey pürüzlülük değerleri arasında fark görülmedi ($p>0,05$) (Tablo 6).

Materyallere protez temizleme prosedürleri uygulanmasının 7. gününde kontak profilometre cihazı ile ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinin istatistiksel sonuçlarına göre en yüksek pürüzlülük ortalama değeri otopolimerize akrilik rezin materyalinin kontrol grubunda ($1,28 \pm 0,34$) görülürken, en düşük değer ısı ile polimerize akrilik rezinin efervesan tablet içerisinde bekletilen grubunda ($0,81 \pm 0,08$) görüldü (Tablo 7).

Tablo 7. Protez temizleme prosedürleri uygulamasının 7. gününde örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmalarının tanımlayıcı istatistikleri

Materyal	Yöntem	Ortalama	Standart sapma	Örnek sayısı
Isı ile polimerize PMMA	Kontrol	,88	,07	10
	Protez temizleyici	,81	,08	10
	Fırçalama	,86	,10	10
	Elektrolize su	,86	,16	10
	Total	,85	,11	40
Otopolimerize PMMA	Kontrol	1,28	,34	10
	Protez temizleyici	1,19	,18	10
	Fırçalama	1,21	,19	10
	Elektrolize su	1,24	,18	10
	Total	1,23	,23	40
Sert astar	Kontrol	,85	,34	10
	Protez temizleyici	1,11	,24	10
	Fırçalama	1,02	,24	10
	Elektrolize su	1,11	,14	10
	Total	1,02	,26	40
Total	Kontrol	1,00	,34	30
	Protez temizleyici	1,04	,24	30
	Fırçalama	1,03	,23	30
	Elektrolize su	1,07	,23	30
	Total	1,03	,26	120

Tablo 8. Protez temizleme prosedürü uygulamasının 7. gününde grupların ikili karşılaştırmaları

Temizleme Prosedürü	(I) M	(J) M	Ortalama farkı (I-J)	Standart hata	p(a)	95% Güven aralığı (a)	
						Alt sınır	Üst sınır
K	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,40(*)	,09	,000*	-,59	-,22
		Sert astar	,03	,09	,772	-,16	,21
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,40(*)	,09	,000*	,22	,59
		Sert astar	,43(*)	,09	,000*	,24	,61
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	-,03	,09	,772	-,21	,16
		Otopolimerize PMMA	-,43(*)	,09	,000*	-,61	-,24
Cor	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,37(*)	,09	,000*	-,56	-,19
		Sert astar	-,29(*)	,09	,002*	-,48	-,11
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,37(*)	,09	,000*	,19	,56
		Sert astar	,08	,09	,398	-,11	,26
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,29(*)	,09	,002*	,11	,48
		Otopolimerize PMMA	-,08	,09	,398	-,26	,15
F	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,35(*)	,09	,000*	-,53	-,16
		Sert astar	-,16	,09	,093	-,34	,03
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,35(*)	,09	,000*	,16	,53
		Sert astar	,19(*)	,09	,044*	,01	,37
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,16	,09	,093	-,03	,34
		Otopolimerize PMMA	-,19(*)	,09	,044*	-,37	-,01
ES	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,39(*)	,09	,000*	-,57	-,20
		Sert astar	-,25(*)	,09	,008*	-,44	-,07
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,39(*)	,09	,000*	,20	,57
		Sert astar	,13	,09	,150	-,05	,32
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,25(*)	,09	,008*	,07	,44
		Otopolimerize PMMA	-,13	,09	,150	-,32	,05

Protez temizleme prosedürü uygulanmasının 7. gününde yüzey pürüzlülük değerlerinin istatistiksel sonuçlarına göre; materyallerin kontrol grupları arasında ısı ile polimerize akrilik rezin ile otopolimerize akrilik rezin arasında ve otopolimerize akrilik rezin ile sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen gruplarda; ısı ile polimerize sert akrilik rezin ile otopolimerize sert akrilik rezin arasında, ısı ile polimerize sert akrilik rezin ve sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Fırçalama gruplarında; ısı ile polimerize sert akrilik ile otopolimerize sert akrilik arasında ve otopolimerize sert akrilik ile sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Elektrolize su içerisinde bekletilen gruplarda ise ısı ile polimerize sert akrilik rezin ile otopolimerize sert akrilik arasında ve ısı ile polimerize sert akrilik ve sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$) (Tablo 8).

Materyallere protez temizleme prosedürleri uygulanmasının 1. ayında kontak profilometre cihazı ile ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinin istatistiksel sonuçlarına göre en yüksek pürüzlülük ortalama değeri otopolimerize sert akrilik rezinin kontrol grubunda ($0,71\pm0,17$) görülürken, en düşük değer ısı ile polimerize sert akrilik rezinin fırçalama grubunda ($0,36\pm0,14$) görüldü (Tablo 9) .

Tablo 9. Protez temizleme prosedürleri uygulamasının 1. ayında örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmalarının tanımlayıcı istatistikleri

Materyal	Yöntem	Ortalama	Standart sapma	Örnek sayısı
Isı ile polimerize PMMA	Kontrol	,38	,09	10
	Protez temizleyici	,45	,13	10
	Fırçalama	,36	,14	10
	Elektrolize su	,43	,11	10
	Total	,41	,12	40
Otopolimerize PMMA	Kontrol	,71	,17	10
	Protez temizleyici	,67	,19	10
	Fırçalama	,57	,10	10
	Elektrolize su	,70	,14	10
	Total	,66	,16	40
Sert astar	Kontrol	,48	,17	10
	Protez temizleyici	,60	,12	10
	Fırçalama	,47	,20	10
	Elektrolize su	,71	,27	10
	Total	,57	,21	40
Total	Kontrol	,52	,20	30
	Protez temizleyici	,57	,17	30
	Fırçalama	,47	,17	30
	Elektrolize su	,61	,22	30
	Total	,54	,20	120

Tablo 10. Protez temizleme prosedürü uygulamasının 1. ayındaki grupların ikili karşılaştırmaları

Temizleme Prosedürü	(I) M	(J) M	Ortalama farkı (I-J)	Standart hata	p(a)	95% Güven aralığı (a)	
						Alt sınır	Üst sınır
K	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,33(*)	,07	,000*	-,47	-,19
		Sert astar	-,10	,07	,177	-,24	,04
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,33(*)	,07	,000*	,19	,47
		Sert astar	,23(*)	,07	,001*	,09	,38
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,10	,07	,177	-,04	,24
		Otopolimerize PMMA	-,23(*)	,07	,001*	-,38	-,09
Cor	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,21(*)	,07	,004*	-,35	-,07
		Sert astar	-,14(*)	,07	,046*	-,29	-,01
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,21(*)	,07	,004*	,07	,35
		Sert astar	,07	,07	,336	-,07	,21
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,14(*)	,07	,046*	,01	,29
		Otopolimerize PMMA	-,07	,07	,336	-,21	,07
F	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,21(*)	,07	,004*	-,35	-,07
		Sert astar	-,11	,07	,114	-,26	,03
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,21(*)	,07	,004*	,07	,35
		Sert astar	,10	,07	,173	-,04	,24
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,11	,07	,114	-,03	,26
		Otopolimerize PMMA	-,10	,07	,173	-,24	,04
ES	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,26(*)	,07	,000*	-,41	-,12
		Sert astar	-,28(*)	,07	,000*	-,42	-,14
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,26(*)	,07	,000*	,12	,41
		Sert astar	-,02	,07	,812	-,16	,12
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,28(*)	,07	,000*	,14	,42
		Otopolimerize PMMA	,02	,07	,812	-,12	,16

Protez temizleme prosedürü uygulamasının 1. ayındaki materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinin istatistiksel sonuçlarına göre kontrol grupları arasında; ısı ile

polimerize akrilik rezin ile otopolimerize akrilik rezin arasında ve otopolimerize akrilik rezin ile sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen gruplarda ısı ile polimerize sert akrilik rezin ile otopolimerize sert akrilik rezin arasında, ısı ile polimerize sert akrilik rezin ve sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Fırçalama gruplarında sadece ısı ile polimerize sert akrilik ile otopolimerize sert akrilik arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Elektrolize su içerisinde bekletilen gruplarda ise ısı ile polimerize sert akrilik rezin ile otopolimerize sert akrilik arasında ve ısı ile polimerize sert akrilik ve sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$) (Tablo10).

Materyallere protez temizleme prosedürleri uygulanmasının 3. ayında kontak profilometre cihazı ile ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinin istatistiksel sonuçlarına göre en pürüzlü yüzey değeri otopolimerize akrilik rezinin kontrol grubunda ($0,44 \pm 0,09$) görülürken en düşük değer ısı ile polimerize sert akrilik rezinin fırçalama grubunda ($0,18 \pm 0,05$) görüldü (Tablo11) .

Tablo 11. Protez temizleme prosedürleri uygulamasının 3. ayında örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmalarının tanımlayıcı istatistikleri

Materyal	Yöntem	Ortalama	Standart sapma	Örnek sayısı
Isı ile polimerize sert akrilik	Kontrol	,24	,09	10
	Protez temizleyici	,25	,07	10
	Fırçalama	,18	,05	10
	Elektrolize su	,40	,04	10
	Total	,27	,10	40
Otopolimerize sert akrilik	Kontrol	,44	,09	10
	Protez temizleyici	,41	,07	10
	Fırçalama	,34	,07	10
	Elektrolize su	,42	,06	10
	Total	,40	,08	40
Sert astar	Kontrol	,32	,10	10
	Protez temizleyici	,38	,10	10
	Fırçalama	,19	,02	10
	Elektrolize su	,43	,06	10
	Total	,33	,12	40
Total	Kontrol	,33	,12	30
	Protez temizleyici	,34	,11	30
	Fırçalama	,24	,09	30
	Elektrolize su	,42	,06	30
	Total	,33	,12	120

Tablo 12. Protez temizleme prosedürü uygulamasının 3. ayındaki grupların ikili karşılaştırmaları

Temizleme Prosedürü	(I) M	(J) M	Ortalama farkı (I-J)	Standart hata	p(a)	95% Güven aralığı (a)	
						Alt sınır	Üst sınır
K	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,21(*)	,03	,000*	-,27	-,14
		Sert astar	-,08(*)	,03	,016*	-,14	-,01
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,21(*)	,03	,000*	,14	,27
		Sert astar	,13(*)	,03	,000*	,06	,19
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,08(*)	,03	,016*	,01	,14
		Otopolimerize PMMA	-,13(*)	,03	,000*	-,19	-,06
Cor	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,16(*)	,03	,000*	-,22	-,09
		Sert astar	-,14(*)	,03	,000*	-,20	-,07
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,16(*)	,03	,000*	,09	,22
		Sert astar	,02	,03	,503	-,04	,09
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,14(*)	,03	,000*	,07	,20
		Otopolimerize PMMA	-,02	,03	,503	-,09	,04
F	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,16(*)	,03	,000*	-,23	-,10
		Sert astar	-,01	,03	,903	-,07	,06
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,16(*)	,03	,000*	,10	,23
		Sert astar	,16(*)	,03	,000*	,09	,22
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,01	,03	,903	-,06	,07
		Otopolimerize PMMA	-,16(*)	,03	,000*	-,22	-,09
ES	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-,02	,03	,523	-,09	,04
		Sert astar	-,03	,03	,346	-,10	,03
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	,02	,03	,523	-,04	,09
		Sert astar	-,01	,03	,761	-,07	,05
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	,03	,03	,346	-,03	,10
		Otopolimerize PMMA	,01	,03	,761	-,05	,07

Protez temizleme prosedürleri uygulanmasının 3. ayındaki yüzey pürüzlülük değerleri sonuçlarına göre tüm materyallerin kontrol gruplarının ikili karşılaştırmalarında anlamlı farklılıklar görüldü ($p<0,05$). Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen gruplarında ısı ile polimerize sert akrilik rezin ile otopolimerize sert akrilik rezin arasında, ısı ile polimerize sert akrilik rezin ve sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Fırçalama gruplarında ısı ile polimerize sert akrilik ile otopolimerize sert akrilik arasında ve otopolimerize sert akrilik ile sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Elektrolize su içerisinde bekletilen gruplar arasında anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,05$) (Tablo 12).

Tablo 13. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait multivaryans testi (c) sonuçları.

	Etki	Değer	F *	Hypothesis df	Error df	p *
Zaman	Pillai's Trace	,95	688,471(a)	3,000	3,000	,000*
	Wilks' Lambda	,05	688,471(a)	3,000	3,000	,000*
	Hotelling's Trace	19,48	688,471(a)	3,000	3,000	,000*
	Roy's Largest Root	19,48	688,471(a)	3,000	3,000	,000*
Zaman* Materyal	Pillai's Trace	,33	7,099	6,000	6,000	,000*
	Wilks' Lambda	,67	7,736(a)	6,000	6,000	,000*
	Hotelling's Trace	,48	8,372	6,000	6,000	,000*
	Roy's Largest Root	,46	16,486(b)	3,000	3,000	,000*
Zaman * Yöntem	Pillai's Trace	,25	3,307	9,000	9,000	,001*
	Wilks' Lambda	,75	3,565	9,000	9,000	,000*
	Hotelling's Trace	,32	3,772	9,000	9,000	,000*
	Roy's Largest Root	,31	11,018(b)	3,000	3,000	,000*
Zaman * Materyal* Yöntem	Pillai's Trace	,32	2,154	18,000	18,000	,004*
	Wilks' Lambda	,69	2,296	18,000	18,000	,002*
	Hotelling's Trace	,42	2,433	18,000	18,000	,001*
	Roy's Largest Root	,36	6,480(b)	6,000	6,000	,000*

F *: Faktörlerin dağılımı

p*: $p<0,05$, gruplar arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farkı temsil eder.

Yüzey pürüzlülük testine ait verilerin multivaryans testine göre, akrilik rezinlere farklı protez temizleme prosedürü uygulanmasının zaman ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p<0.05$) (Tablo 13).

Farklı değişkenlerin karşılıklı etkileşimleri incelendiğinde, farklı zaman aralıkları arasında ($p<0,05$), zaman ve materyal ($p<0,05$), zaman ve temizleme yöntemleri ($p<0,05$) ile zaman ve materyal ve temizleme yöntemleri arasında ($p<0,05$) anlamlı etkileşimler görüldü (Tablo 13).

Isı ile polimerize sert akrilik rezinin protez temizleme prosedürlerinin uygulanmaya başlamasından sonra 7. gün ve 1. ay sonrası ölçümler arası fark görülmedi ($p>0,05$). 3. aydaki yüzey pürüzlülük ortalama değerine göre elektrolize su içerisinde bekletilen örnekler ile diğer protez temizleme prosedürleri arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Ayrıca fırçalama ve Corega grupları arasında da anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$) (Tablo 14).

Tablo 14. Isı ile polimerize sert akrilik rezin materyalinin yüzey pürüzlülük değerinin zamana bağlı farklı protez temizleme prosedürleri ile karşılaştırılması

Zaman	(I) Temizleme prosedürü	(J) Temizleme prosedürü	Ortalama fark (I-J)	Standart hata	p(a)	95% Güven aralığı(a)	
						Alt sınır	Üst sınır
7.gün	K	Cor	,07	,09	,480	-,12	,25
		F	,02	,09	,847	-,17	,20
		ES	,02	,09	,822	-,16	,21
	Cor	K	-,07	,09	,480	-,25	,12
		F	-,05	,09	,607	-,23	,14
		ES	-,04	,09	,630	-,23	,14
	F	K	-,02	,09	,847	-,20	,17
		Cor	,05	,09	,607	-,14	,23
		ES	,01	,09	,974	-,18	,19
	ES	K	-,02	,09	,822	-,21	,16
		Cor	,04	,09	,630	-,14	,23
		F	-,01	,09	,974	-,19	,18
1.ay	K	Cor	-,07	,07	,309	-,21	,07
		F	,02	,07	,780	-,12	,16
		ES	-,05	,07	,486	-,19	,09
	Cor	K	,07	,07	,309	-,07	,21
		F	,09	,07	,196	-,05	,23
		ES	,02	,07	,748	-,12	,16
	F	K	-,02	,07	,780	-,16	,12
		Cor	-,09	,07	,196	-,23	,05
		ES	-,07	,07	,329	-,21	,07
	ES	K	,05	,07	,486	-,09	,19
		Cor	-,02	,07	,748	-,16	,12
		F	,07	,07	,329	-,07	,21
3.ay	K	Cor	-,01	,03	,761	-,07	,05
		F	,05	,03	,096	-,01	,12
		ES	-,17(*)	,03	,000*	-,23	-,10
	Cor	K	,010	,03	,761	-,05	,07
		F	,06(*)	,03	,050*	,00	,13
		ES	-,16(*)	,03	,000*	-,22	-,09
	F	K	-,05	,03	,096	-,12	,01
		Cor	-,06(*)	,03	,050*	-,13	,00
		ES	-,22(*)	,03	,000*	-,29	-,16
	ES	K	,17(*)	,03	,000*	,10	,23
		Cor	,16(*)	,03	,000*	,09	,22
		F	,22(*)	,03	,000*	,16	,29

K: Sadece distile suda bekletilen kontrol grubu

Cor: Efervesan tablet içinde bekletilen grup

F: Fırçalama uygulanan grup

ES: Elektrolize su içinde bekletilen grup

Tablo 15. Otopolimerize sert akrilik rezin materyalinin yüzey pürüzlülük değerinin zamana bağlı farklı protez temizleme prosedürleri ile karşılaştırılması

Zaman	(I) Temizleme prosedürü	(J) Temizleme prosedürü	Ortalama fark (I-J)	Standart hata	p(a)	95% Güven aralığı(a)	
						Alt sınır	Üst sınır
7.gün	K	Cor	,09	,09	,310	-,09	,28
		F	,07	,09	,435	-,11	,26
		ES	,04	,09	,692	-,15	,22
	Cor	K	-,09	,09	,310	-,28	,09
		F	-,02	,09	,814	-,21	,16
		ES	-,06	,09	,535	-,24	,13
	F	K	-,07	,09	,435	-,26	,11
		Cor	,02	,09	,814	-,16	,21
		ES	-,04	,09	,700	-,22	,15
	ES	K	-,04	,09	,692	-,22	,15
		Cor	,06	,09	,535	-,13	,24
		F	,04	,09	,700	-,15	,22
1.ay	K	Cor	,05	,07	,521	-,10	,19
		F	,14	,07	,053	-,01	,28
		ES	,02	,07	,812	-,12	,16
	Cor	K	-,05	,07	,521	-,19	,10
		F	,09	,07	,191	-,05	,24
		ES	-,03	,07	,686	-,17	,11
	F	K	-,14	,07	,053	-,28	,01
		Cor	-,09	,07	,191	-,24	,05
		ES	-,12	,07	,088	-,26	,02
	ES	K	-,02	,07	,812	-,16	,12
		Cor	,03	,07	,686	-,11	,17
		F	,12	,07	,088	-,02	,26
3.ay	K	Cor	,04	,03	,236	-,03	,10
		F	,10(*)	,03	,002*	,04	,17
		ES	,02	,03	,523	-,04	,09
	Cor	K	-,04	,03	,236	-,10	,03
		F	,06	,03	,057	-,01	,13
		ES	-,02	,03	,584	-,08	,05
	F	K	-,10(*)	,03	,002*	-,17	-,04
		Cor	-,06	,03	,057	-,13	,01
		ES	-,08(*)	,03	,015*	-,15	-,02
	ES	K	-,02	,03	,523	-,09	,04
		Cor	,02	,03	,584	-,05	,08
		F	,08(*)	,03	,015*	,02	,15

K: Sadece distile suda bekletilen kontrol grubu

Cor: Efervesan tablet içinde bekletilen grup

F: Fırçalama uygulanan grup

ES: Elektrolize su içinde bekletilen grup

Otopolimerize sert akrilik rezinin 7. gün ve 1 ay sonraki ölçümlerde temizleme prosedürleri arasında yüzey pürüzlülük değerleri açısından anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,05$).

Otopolimerize sert akrilik rezinin protez temizleme prosedürleri uygulanmasının 3. ayındaki yüzey pürüzlülük değerleri sonuçlarına göre kontrol grubu ile fırçalama grubu arasında ve fırçalama grubu ile elektrolize suda bekletilen grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$) (Tablo 15).

Sert astar materyalinin protez temizleme prosedürleri uygulanmasının 7. günündeki yüzey pürüzlülük değerlerinde kontrol grubunun Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen grup ile elektrolize suda bekletilen grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). 1 aydaki yüzey pürüzlülük değerlerinde elektrolize suda bekletilen grubun kontrol grubu ile fırçalama grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). 3. aydaki yüzey pürüzlülük değerlerinde kontrol grubu ile diğer gruplar arasında, Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen grubun kontrol ile fırçalama grubu arasında ve fırçalama grubu ile elektrolize suda bekletilen grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$) (Tablo 16).

Tablo 16. Sert astar materyalinin yüzey pürüzlülük değerinin zamana bağlı farklı protez temizleme prosedürleri ile karşılaştırılması

Zaman	(I) Temizleme prosedürü	(J) Temizleme prosedürü	Ortalama fark (I-J)	Standart hata	p(a)	95% Güven aralığı(a)	
						Alt sınır	Üst sınır
7.gün	K	Cor	-,26(*)	,09	,007*	-,44	-,07
		F	-,17	,09	,076	-,35	,02
		ES	-,26(*)	,09	,007*	-,44	-,07
	Cor	K	,26(*)	,09	,007*	,07	,44
		F	,09	,09	,342	-,10	,27
		ES	-,01	,09	,983	-,19	,18
	F	K	,17	,09	,076	-,02	,35
		Cor	-,09	,09	,342	-,27	,10
		ES	-,09	,09	,331	-,28	,09
	ES	K	,26(*)	,09	,007*	,07	,44
		Cor	,01	,09	,983	-,18	,19
		F	,09	,09	,331	-,09	,28
1.ay	K	Cor	-,12	,07	,096	-,26	,02
		F	,01	,07	,967	-,14	,14
		ES	-,23(*)	,07	,001*	-,38	-,09
	Cor	K	,12	,07	,096	-,02	,26
		F	,12	,07	,088	-,02	,26
		ES	-,11	,07	,110	-,26	,03
	F	K	-,01	,07	,967	-,14	,14
		Cor	-,12	,07	,088	-,26	,02
		ES	-,24(*)	,07	,001*	-,38	-,10
	ES	K	,23(*)	,07	,001*	,09	,38
		Cor	,11	,07	,110	-,03	,26
		F	,24(*)	,07	,001*	,10	,38
3.ay	K	Cor	-,07(*)	,03	,043*	-,13	-,01
		F	,13(*)	,03	,000*	,07	,20
		ES	-,12(*)	,03	,001*	-,18	-,05
	Cor	K	,07(*)	,03	,043*	,01	,13
		F	,20(*)	,03	,000*	,13	,26
		ES	-,05	,03	,130	-,11	,01
	F	K	-,13(*)	,03	,000*	-,20	-,07
		Cor	-,20(*)	,03	,000*	-,26	-,13
		ES	-,25(*)	,03	,000*	-,31	-,18
	ES	K	,12(*)	,03	,001*	,05	,18
		Cor	,05	,03	,130	-,01	,11
		F	,25(*)	,03	,000*	,18	,31

K: Sadece distile suda bekletilen kontrol grubu

Cor: Efervesan tablet içinde bekletilen grup

F: Fırçalama uygulanan grup

ES: Elektrolize su içinde bekletilen grup

Tablo 17. Isı ile polimerize olan sert akrilik materyalinin protez temizleme prosedürlerinin zamana bağlı ikili karşılaştırmaları

Yöntem	Zaman	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata Ortalama	%95 Güven Aralığı		T	df	p (2-tailed)
					Alt sınır	Üst sınır			
K	0. gün – 7. gün	-,04	,13	,04	-,13	,05	-1,00	9	,343
	0. gün – 1. ay	,46	,14	,04	,36	,55	10,41	9	,000*
	0. gün – 3. ay	,60	,10	,03	,53	,67	19,45	9	,000*
	7. gün – 1. ay	,50	,13	,04	,40	,59	12,09	9	,000*
	7. gün – 3. ay	,64	,14	,04	,54	,74	14,81	9	,000*
	1.ay – 3. ay	,14	,12	,04	,059	,23	3,86	9	,004*
Cor	0. gün – 7. gün	-,08	,18	,06	-,21	,04	-1,49	9	,170
	0. gün – 1. ay	,275	,20	,06	,13	,42	4,29	9	,002*
	0. gün – 3. ay	,48	,13	,04	,38	,58	11,35	9	,000*
	7. gün – 1. ay	,36	,14	,04	,26	,46	8,22	9	,000*
	7. gün – 3. ay	,57	,10	,03	,49	,64	17,38	9	,000*
	1.ay– 3. ay	,21	,15	,05	,09	,32	4,20	9	,002*
F	0. gün – 7. gün	-,01	,12	,04	-,09	,08	-,08	9	,938
	0. gün – 1. ay	,50	,17	,05	,37	,62	9,15	9	,000*
	0. gün – 3. ay	,68	,10	,03	,60	,75	20,34	9	,000*
	7. gün – 1. ay	,50	,21	,07	,35	,65	7,38	9	,000*
	7. gün – 3. ay	,68	,13	,04	,59	,77	16,83	9	,000*
	1.ay– 3. ay	,18	,14	,04	,08	,28	4,12	9	,003*
ES	0. gün – 7. gün	-,01	,19	,06	-,15	,12	-,18	9	,859
	0. gün – 1. ay	,42	,09	,03	,35	,48	14,68	9	,000*
	0. gün – 3. ay	,44	,12	,04	,36	,53	11,85	9	,000*
	7. gün – 1. ay	,43	,17	,05	,30	,55	7,98	9	,000*
	7. gün – 3. ay	,45	,16	,05	,34	,57	9,11	9	,000*
	1.ay – 3. ay	,03	,11	,04	-,05	,11	,77	9	,462

Isı ile polimerize sert akrilik rezinin farklı zamanlarda ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırmalarında kontrol grubunda, Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen grupta ve fırçalama grubunda 0. gün ile 7. gün arası karşılaştırması dışında kalan diğer gruplarda anlamlı farklılıklar görüldü ($p<0,05$). Elektrolize su içerisinde bekletilen grupta ise 0. gün ile 7. gün arası ve 1. ay ile 3. ay arası karşılaştırmaları dışında kalan diğer gruplarda anlamlı farklılıklar görüldü ($p<0,05$) (Tablo 17).

Otopolimerize sert akrilik rezinin kontrol grubunun, fırçalama grubunun ve elektrolize su içerisinde bekletilen grubun farklı zamanlarda ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırmalarında 0. gün ile 7. gün arası karşılaştırması dışında kalan diğer gruplarda anlamlı farklılıklar görüldü ($p<0,05$). Otopolimerize sert akrilik rezinin Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen grubunun farklı zamanlarda ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinin tüm ikili karşılaştırmalarında anlamlı farklılıklar görüldü ($p<0,05$) (Tablo 18).

Tablo 18. Otopolimerize akrilik rezin materyalinin protez temizleme prosedürü uygulanan gruplarının zamana bağlı ikili karşılaştırması

Yöntem	Zaman	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata Ortalama	%95 Güven Aralığı		T	df	p (2-tailed)
					Alt sınır	Üst sınır			
K	0. gün – 7. gün	,05	,41	,13	-,25	,34	,36	9	,722
	0. gün – 1. ay	,62	,40	,13	,33	,90	4,84	9	,001*
	0. gün – 3. ay	,88	,35	,11	,64	1,13	8,04	9	,000*
	7. gün – 1. ay	,57	,29	,09	,36	,77	6,25	9	,000*
	7. gün – 3. ay	,84	,36	,11	,58	1,09	7,41	9	,000*
	1.ay – 3. ay	,27	,23	,07	,10	,43	3,70	9	,005*
Cor	0. gün – 7. gün	-,16	,18	,06	-,29	-,03	-2,79	9	,021*
	0. gün – 1. ay	,36	,17	,05	,24	,48	6,65	9	,000*
	0. gün – 3. ay	,62	,16	,05	,50	,74	11,92	9	,000*
	7. gün – 1. ay	,52	,11	,03	,44	,60	15,28	9	,000*
	7. gün – 3. ay	,78	,20	,06	,63	,93	12,04	9	,000*
	1.ay – 3. ay	,26	,22	,07	,10	,42	3,66	9	,005*
F	0. gün – 7. gün	,07	,26	,08	-,12	,26	,86	9	,414
	0. gün – 1. ay	,71	,23	,07	,54	,87	9,75	9	,000*
	0. gün – 3. ay	,94	,18	,06	,81	1,07	16,08	9	,000*
	7. gün – 1. ay	,64	,21	,07	,49	,78	9,63	9	,000*
	7. gün – 3. ay	,87	,21	,07	,72	1,01	13,11	9	,000*
	1.ay – 3. ay	,23	,08	,02	,17	,29	9,14	9	,000*
ES	0. gün – 7. gün	,03	,36	,11	-,23	,28	,24	9	,819
	0. gün – 1. ay	,58	,31	,10	,35	,80	5,85	9	,000*
	0. gün – 3. ay	,85	,27	,08	,65	1,04	9,98	9	,000*
	7. gün – 1. ay	,55	,22	,07	,39	,70	8,03	9	,000*
	7. gün – 3. ay	,82	,19	,06	,68	,96	13,30	9	,000*
	1.ay – 3. ay	,27	,15	,05	,16	,38	5,71	9	,000*

Tablo 19. Sert astar materyalinin protez temizleme prosedürleri uygulanmış gruplarının zamana bağlı ikili karşılaştırması

Yöntem	Zaman	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata Ortalama	%95 Güven Aralığı		T	Df	p (2-tailed)
					Alt sınır	Üst sınır			
K	0. gün– 7. gün	-,19	,40	,12	-,47	,09	-1,50	9	,168
	0. gün– 1. ay	,19	,22	,07	,03	,34	2,69	9	,025*
	0. gün– 3. ay	,35	,23	,07	,18	,51	4,81	9	,001*
	7. gün– 1. ay	,37	,29	,09	,16	,58	4,00	9	,003*
	7. gün– 3. ay	,53	,39	,12	,26	,81	4,36	9	,002*
	1.ay – 3. ay	,16	,18	,06	,03	,29	2,78	9	,021*
Cor	0. gün– 7. gün	-,02	,31	,10	-,25	,20	-,24	9	,815
	0. gün– 1. ay	,49	,19	,06	,35	,62	8,25	9	,000*
	0. gün– 3. ay	,70	,16	,05	,58	,82	13,58	9	,000*
	7. gün– 1. ay	,51	,29	,09	,30	,72	5,52	9	,000*
	7. gün– 3. ay	,72	,24	,08	,55	,90	9,31	9	,000*
	1.ay– 3. ay	,21	,15	,05	,10	,32	4,42	9	,002*
F	0. gün– 7. gün	,14	,41	,13	-,15	,44	1,10	9	,301
	0. gün– 1. ay	,69	,46	,14	,36	1,01	4,76	9	,001*
	0. gün– 3. ay	,98	,34	,11	,73	1,22	9,06	9	,000*
	7. gün– 1. ay	,54	,25	,08	,37	,72	6,97	9	,000*
	7. gün– 3. ay	,83	,24	,07	,66	1,00	11,10	9	,000*
	1.ay– 3. ay	,29	,18	,06	,16	,42	5,03	9	,001*
ES	0. gün– 7. gün	,02	,19	,06	-,12	,15	,26	9	,800
	0. gün– 1. ay	,41	,25	,08	,23	,59	5,11	9	,001*
	0. gün– 3. ay	,69	,18	,06	,56	,82	12,03	9	,000*
	7. gün– 1. ay	,40	,36	,11	,14	,66	3,45	9	,007*
	7. gün– 3. ay	,68	,13	,04	,58	,77	15,96	9	,000*
	1.ay– 3. ay	,28	,29	,09	,07	,49	3,04	9	,014*

Sert astar materyalinin tüm protez temizleme prosedürleri gruplarının farklı zamanlarda ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırmalarında 0. gün ile 7. gün arası karşılaştırması dışında kalan diğer gruplarda anlamlı farklılıklar görüldü ($p<0,05$) (Tablo 19).

4.2. Mikrobiyoloji Testine Ait Bulgular

C. albicans mikroorganizmasının protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önceki ve uygulandıktan üç ay sonraki 1 mL'deki ortalama koloni sayıları (CFU/mL) Tablo 20. ve Tablo 21. 'de gösterildi.

4.2.1. Materyaller Arası İlk *Candida Albicans* Koloni Sayımı Bulguları

Üç farklı materyale protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önceki *C. albicans* koloni sayımının yapılan tek yönlü ANOVA testi sonuçları Tablo 20'de gösterilmiştir.

Tablo 20. İlk ölçülen *C. albicans* koloni sayımı değerleri ($\times 10^7$) (CFU/ mL) ve standart sapmalarının tanımlayıcı istatistikleri

Materyal	n	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	%95 Güven aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Isı ile Polimerize PMMA	40	239,86	53,59	8,47	222,72	257,00
Otopolimerize PMMA	40	679,77	132,30	20,91	637,46	722,09
Sert Astar	40	347,02	89,93	14,21	318,26	375,78
Total	120	422,22	211,43	19,30	384,00	460,44

Yapılan analiz sonucunda örnekler üzerindeki tutunan mikroorganizmalar karşılaştırıldığında en yüksek değer otopolimerize akrilik rezinde (679,77) görülürken, en düşük değer ısı ile polimerize akrilik rezinde (239,86) görüldü (Tablo 20).

Tablo 21. Tüm örnekler için tek yönlü varyans (ANOVA) analizi

	Kareler Toplamı	sd*	Kareler Ortalaması	F*	p*
Gruplar Arası	4209721	2	2104860,67	221,84	,000
Gruplar İçi	110111	117	9488,13		
Total	5319833	119			

p*: anlamlılık ($p < 0,05$)

F*: faktörlerin dağılımı

sd: Serbestlik derecesi

Materyallerin kandida tutulumu değerleri için yapılan tek yönlü ANOVA analizi sonuçlarına göre; gruplar arası kandida tutulumu açısından anlamlı fark görüldü ($p < 0,05$) (Tablo 21).

Materyallerin ikili karşılaştırmaları Tukey HSD testi ile yapıldı (Tablo 22).

Tablo 22. Materyallerin ikili karşılaştırmaları

(I) Materyal	(J) Materyal	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	p	%95 Güven aralığı	
					Alt Sınır	Üst sınır
Isı ile Polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	-439,91	21,78	,00*	-491,61	-388,2
	Sert Astar	-107,15	21,78	,00*	-158,86	-55,45
Otopolimerize PMMA	Isı ile Polimerize PMMA	439,91	21,78	,00*	388,2	491,61
	Sert Astar	332,75	21,78	,00*	281,04	384,46
Sert Astar	Isı ile Polimerize PMMA	107,15	21,78	,00*	55,45	158,86
	Otopolimerize PMMA	-332,75	21,78	,00*	-384,46	-281,04

Üç materyalin ikili karşılaştırmalarının hepsinde anlamlı fark görüldü ($p < 0,05$) (Tablo 22).

4.2.2. Candida Albicans Koloni Sayımı 3. Ay Bulguları

Parametrik dağılmayan verilerin analizi için istatistiksel Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Gruplar arası farklılığı belirlemek için PostHoc testleri yapıldı.

Tablo 23. 3. ay sonunda örnekler üzerinde ölçülen kolonilerin ortalama değerleri ve standart sapmalarının tanımlayıcı istatistiği (CFU/ml)

Materyal	Temizleme Prosedürü	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Isı ile polimerize PMMA	K	27	211,33	59,5	58,32
	Cor	12	42,33	20,83	10,96
	F	88	210,67	178,66	36,4
	ES	121,33	183,67	148,66	16,55
Otopolimerize PMMA	K	16,33	33	20,16	5,29
	Cor	25	81,67	51,16	16,08
	F	85	176,67	146,5	29,76
	ES	112	341,33	165,66	70,75
Sert astar	K	9	20,67	16,5	3,18
	Cor	20	57,67	24,5	10,91
	F	13,67	101,67	26,16	24,99
	ES	120,67	157,67	135,83	9,51

Materyallere protez temizleme prosedürleri 3 ay boyunca uygulandıktan sonraki örnekler üzerinde yapılan mikrobiyoloji deneyleri sonucunda koloni sayımı istatistik sonucuna göre en yüksek değer ısı ile polimerize akrilik rezin materyalinin fırçalama grubunda ($178,66 \pm 36,4$) görülürken en düşük değer sert astar materyalinin kontrol grubunda ($16,5 \pm 3,18$) görüldü (Tablo 23).

Gruplar arası ikili karşılaştırmalar Tablo 24. ve Tablo 25. 'de gösterildi.

Isı ile polimerize akrilik rezin ve otopolimerize akrilik rezine uygulanan farklı protez temizleme prosedürleri karşılaştırıldığında fırçalama grubu ile elektrolize suda bekletilen grup dışında kalan ikili karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar görüldü ($p < 0,05$) (Tablo 24).

Sert astar materyaline uygulanan farklı protez temizleme prosedürleri arasındaki karşılaştırmalarda elektrolize suda bekletilen grup ile diğer gruplar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$) (Tablo 24).

Tablo 24. Materyallerin uygulanan protez temizleme yöntemlerine göre ikili karşılaştırmaları

Materyal	(I)Yöntem	(J)Yöntem	P
Isı ile polimerize PMMA	K	Cor	0,015*
		F	0,012*
		ES	0,044*
	Cor	K	0,015*
		F	0,001*
		ES	0,001*
	F	K	0,012*
		Cor	0,001*
		ES	0,614
	ES	K	0,044*
		Cor	0,001*
		F	0,614
Otopolimerize PMMA	K	Cor	0,034*
		F	0,001*
		ES	0,001*
	Cor	K	0,034*
		F	0,043*
		ES	0,004*
	F	K	0,001*
		Cor	0,043*
		ES	0,393
	ES	K	0,001*
		Cor	0,004*
		F	0,393
Sert astar	K	Cor	0,122
		F	0,079
		ES	0,001*
	Cor	K	0,122
		F	0,835
		ES	0,002*
	F	K	0,079
		Cor	0,835
		ES	0,004*
	ES	K	0,001*
		Cor	0,002*
		F	0,004*

Tablo 25. Protez temizleme yöntemlerinin materyallere göre ikili karşılaştırmaları

Yöntem	(I)Materyal	(J)Materyal	P
K	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	0,011*
		Sert astar	0,001*
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	0,011*
		Sert astar	0,42
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	0,001*
		Otopolimerize PMMA	0,42
Cor	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	0,046*
		Sert astar	0,537
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMM	0,046*
		Sert astar	0,167
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	0,537
		Otopolimerize PMMA	0,167
F	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	0,355
		Sert astar	0,001*
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	0,355
		Sert astar	0,001*
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	0,001*
		Otopolimerize PMMA	0,001*
ES	Isı ile polimerize PMMA	Otopolimerize PMMA	0,664
		Sert astar	0,481
	Otopolimerize PMMA	Isı ile polimerize PMMA	0,664
		Sert astar	0,255
	Sert astar	Isı ile polimerize PMMA	0,481
		Otopolimerize PMMA	0,255

Materyallerin kontrol gruplarının ikili karşılaştırmalarında ısı ile polimerize akrilik rezin ile otopolimerize akrilik rezin arasında ve ısı ile polimerize akrilik rezin ile sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$) (Tablo25).

Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen gruplarda ısı ile polimerize akrilik rezin ile otopolimerize akrilik rezin arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$) (Tablo 25).

Materyallerin fırçalama gruplarının ikili karşılaştırmalarında ısı ile polimerize akrilik rezin ile sert astar arasında ve otopolimerize akrilik rezin ile sert astar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$) (Tablo 25).



5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu in vitro çalışmada akrilik rezin materyallerine farklı protez temizleme prosedürleri üç aylık süreçte uygulanarak yüzey pürüzlülüğü değişimleri ve *C. albicans* tutulumları değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgulara göre farklı protez temizleme prosedürleri akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü ve kandida tutulumlarını etkilemiştir.

Günümüzde protez stomatiti, hareketli protez kullanan hastaların en sık karşılaştığı sorunlardan birisi olup, bu protezleri kullanan hastaların %67'sinden fazlasında görülen ve yaşam kalitesini etkileyen lezyonlardır. Sıklıkla palatal mukoza olmak üzere protez altındaki dokularda eriteme neden olur (181). Protez stomatitin lokal ve sistemik kaynaklı olmak üzere birçok farklı nedeni vardır. Protez travması, hastanın geceleri protezini çıkarmaması, oral hijyen eksikliği, kandida türleri, düşük tükürük pH'ı, şeker tüketimi ve yaşlanma, malnutrisyon, immünosüpresyon, radyasyon tedavisi, diyabet ve antibiyotik tedavisi gibi sistemik durumlar protez stomatiti için etken faktörlerdir (182). Bu faktörler içerisinde en sık etken *C. albicans* türlerinin olduğu bilinmektedir (183, 184).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzey özelliklerinin plak akümüasyonu, renklenme, aşınma ve estetik görünüm üzerinde büyük etkisi vardır. Materyallerin yüzey pürüzlülüğü, protezle temas halinde olan ağız içi dokuların sağlığını doğrudan etkileyen önemli bir özelliktir. Yüzey pürüzlülüğünde $0.3\ \mu\text{m}$ 'lik bir artış hastanın dilinin ucu ile fark edilebilmektedir. Bu nedenle pürüzsüz bir yüzey hastanın konforunu da artırır (185). Polisajı yapılmış akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğü, kullanılan aşındırıcının partikül boyutuna bağlı olarak 0.03 ile $0.75\ \mu\text{m}$ arasında değişmektedir. $0.2\ \mu\text{m}$ yüzey pürüzlülük değerinin bakteriyel kolonizasyon oluşumu açısından eşik yüzey pürüzlülük değeri olduğu ve bu değer altında bakteriyel kolonizasyonda belirgin bir azalma meydana gelmeyeceği (5), bununla birlikte $2\ \mu\text{m}$ 'lik yüzey pürüzlülük değerinden itibaren kolonizasyonda dramatik bir artış beklendiği bildirilmiştir (186, 187). Çalışmamızda tesviye ve polisaj işlemleri uygulanan örneklerin protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önceki yüzey pürüzlülük değerleri ısı ile polimerize olan akrilik rezin materyali için ortalama $0,81\ \mu\text{m}$, otopolimerize akrilik rezin materyali için $1,22\ \mu\text{m}$ ve sert astar için $1,00\ \mu\text{m}$ 'dir. Bu değerler bakteriyel kolonizasyon için eşik değer olan $0.2\ \mu\text{m}$ 'den fazla olup

bakteriyel kolonizasyonda aşırı artış görülen 2 µm'lik yüzey pürüzlülük değerinin altındadır.

Protez temizliğinde kullanılan başlıca yöntemler mekanik temizleme, kimyasal temizleme ve her ikisinin kombinasyonu şeklindedir, bunlar arasında mekanik temizleme standart uygulamadır (188). Çalışmamızda mekanik temizleme prosedürü olarak diş fırçası ile fırçalama ve kimyasal temizleme prosedürü olarak da günümüzde yaygın olarak kullanılan Corega® efervesan tablet ve son yıllarda geliştirilen, antimikrobiyal etkisi nedeniyle protez temizliğinde kullanılan elektrolize su cihazı kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız Corega efervesan tablet alkali peroksit içeren bir protez temizleyici üründür. Alkali peroksit içeren efervesan protez temizleyiciler suda çözündürülerek içerisinde protezin bekletildiği dezenfektanlardır (189). Efervesan tabletler suda çözündüğünde alkali peroksit çözünerek sodyum perborata dönüşür. Sodyum-perborat da, hidrasyona uğradığında sodyum metaborat, hidrojen peroksit ve oksijene ayrışır. Bu peroksit çözeltisi daha sonra oksijeni serbest bırakır ve böylece kimyasal temizlemeye ek olarak oksijen kabarcıkları ile mekanik bir temizleme sağlar (145, 190).

Corega efervesan tablet ile temizlenen örneklerde, sert astarın fırçalama grubu dışındaki tüm gruplarda diğer temizleme prosedürlerine kıyasla daha düşük kandida tutulumu gözlemlendi. Kandida kontrolündeki etkili tutumu materyalin hem mekanik hem kimyasal temizlik sağlamasından kaynaklı olabilir. Bu nedenle alternatif temizleme prosedürleri geliştirilse de, efervesan tabletler ile temizlik popüler yöntem olarak kullanılmaya devam edilmektedir.

Çalışmamızda mekanik temizleme yöntemi olarak diş fırçası ile fırçalama seçilmiştir. Protez temizliğinde fırçalama çok yaygın bir method olmasına rağmen bu tekniğin abrazyon etkisi protez akrilik rezinlerinin yüzey pürüzlülüğünü arttırabilmektedir (191, 192). Akrilik rezinlerin aşınması birçok faktörle ilişkilidir. Bunlar, fırça kıllarının sayısı, rijiditesi ve şekli; diş fırçalama esnasında uygulanan yük ve fırça darbesi sayısı olarak sıralanabilir (126). Çalışmamızda örneklerle aynı standartlarda fırçalama işlemi uygulamak için özel bir düzenek oluşturulmuştur. Ortodontik lastik ile aynı miktarda yük uygulanan düzenekte elektrikli diş fırçası kullanılarak aynı hızda ve aynı sayıda fırça darbesi uygulanmıştır.

Son zamanlarda dental alanda elektrolize su üreten cihazlar geliştirilerek protez temizleme ve gargara solüsyonu üretme amaçlanmıştır (18). Çalışmamızda da kimyasal olarak protez temizleme yöntemlerinden biri olan elektrolize su kullanıldı. Song ve ark. (193) yaptıkları çalışmalarında ısı ile polimerize akrilik rezin örnekler üzerinde biyofilm oluşumundan sonra elektrolize su üreten protez temizleme cihazı ve Polident alkali peroksit içerikli efervesan tablet ile temizleme prosedürü uygulamışlardır. C. albicans mikroorganizmasına karşı iki temizleme prosedürünün antifungal aktivitesi araştırıldığında, protez temizleme cihazının ve efervesan temizleyici tabletin akrilik rezin üzerindeki C. albicans sayısını anlamlı olarak azalttığı bildirilmiştir ($p < 0,05$) ve efervesan tablet kullanılan grupta elektrolize su kullanılan gruba göre daha az kandida tutulumu görülmüştür. Çalışmamızda ısı ile polimerize akrilik rezin grubunda elektrolize su ile temizlenen örneklerde fırçalama grubuna kıyasla daha az kandida tutulumu görülürken, Corega efervesan tablet grubuna kıyasla daha çok kandida tutulumu görüldü. Bu bulgulara göre, protez temizleme prosedürleri arasında elektrolize su, kimyasal temizleyici tabletlere alternatif bir yöntem olabilir; fakat daha etkin bir temizlik sağlanabilmesi için geliştirilmelidir.

Çalışmamızda ısı ile polimerize akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin ve sert astar materyallerinin protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önce ölçülen kandida tutulumlarında en çok otopolimerize akrilik rezinde, en az ısı ile polimerize akrilik rezinde tutulum görüldü. Materyallerin tüm ikili karşılaştırmalarında anlamlı fark görüldü ($p < 0,05$). Otopolimerize akrilik rezin yapısı gereği ısı ile polimerize akrilik rezine göre daha poröz ve gözenekli bir yapıya sahiptir (194). Ayrıca ısı ile polimerize olan akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezine göre daha iyi polimerizasyon derecesi, daha az artı monomer ve daha iyi kimyasal özelliklere sahiptir (30). İki materyal arasındaki kandida tutulumu açısından fark bu özelliklerle ilgili olduğu düşünülebilir. Mevcut sert astar materyalleri, sertleşme süresini ve sıcaklığını kontrol etmenin yanı sıra oral doku tahrişini azaltmak için metil metakrilat (MMA) ve polimetil metakrilat (PMMA) yerine çeşitli metakrilat monomerleri ve polimerleri içerir (34). Çalışmamızda kullanılan GC Reline sert astar materyalinde de monomer olarak PEMA içeriği mevcuttur. Sert astar materyalindeki kandida tutulumunun otopolimerize akrilik rezinden daha düşük olmasının muhtemel sebebi materyallerin içeriğindeki monomer farkı olduğu düşünülebilir. MMA monomerinin oral kavitede toksik etkisi olduğu

bildirilmiştir (56).

Bu çalışmada, protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önce üç materyalin yüzey pürüzlülük değerleri ölçüldü. Otopolimerize akrilik rezin en yüksek ortalama pürüzlülük değerine sahipken, ısı ile polimerize akrilik rezin ile sert astar arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir fark görülmedi ($p>0,05$). Bunun olası nedeni otopolimerize akrilik rezinin yüzey yapısının gözenekli olmasıdır (195). Yapılan bir çalışmada otopolimerize akrilik rezin ısı ile polimerize akrilik rezinden daha yüksek pürüzlülük değerleri gösterdiği bildirilmiştir ve bu durumu akrilik rezin içerisinde mevcut olan polimerizasyon başlatıcılarının farklı olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir (196). Yapılan başka bir çalışmada da hem otopolimerize hem de ısı ile polimerize akrilik için yüzey pürüzlülük değerleri ve bakteri tutunması arasında doğru orantı olduğu ve otopolimerize akrilik rezinde bu değerlerin daha fazla olduğu gösterilmiştir (197).

Machado ve ark.(198) yaptıkları çalışmada; bir ısı ile polimerize akrilik rezin ve üç tane sert astar materyallerinin tesviye ve polisajı yapıldıktan sonra yüzey pürüzlülük özellikleri değerlendirildi. Materyaller arasında anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,05$). Bizim çalışmamızda da bu çalışma sonuçlarına benzer şekilde ısı ile polimerize akrilik rezin ile sert astar materyali arasında 0., 7., 30. günde fark görülmezken, 3. ay sonunda anlamlı fark görüldü. Bu değişiklik materyallerin içeriğindeki artık monomer miktarının zamanla değişmesinden ve bu durumun yüzey özellikleri etkilemesinden olabilir.

Çalışmamızda protez temizleme protokollerinin uygulanmasının 7. gününde örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri 0. gün ile karşılaştırıldığında artış olduğu görüldü. Bu artış yalnızca otopolimerize akrilik rezin materyalinin Corega efervesan tabletinde bekletilen grubunda anlamlı bulundu ($p<0,05$). Başlangıç durumunda da en yüksek pürüzlülük değerine sahip otopolimerize akrilik rezinlerin mekanik ve kimyasal temizlikte de en çok etkilenen grup olması beklenen bir durumdur.

Salama ve ark. (199) yaptıkları çalışmada, bir ısı ile polimerize akrilik rezin ve bir otopolimerize akrilik rezin materyaline 7 gün boyunca üç farklı alkali peroksit içerikli efervesan protez temizleyici tablet ile temizleme prosedürü uygulayıp materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerini ölçmüşlerdir. Isı ile polimerize akrilik rezinin kontrol grubu ile temizleyici grupları arasında anlamlı fark görmemişlerdir.

Ancak otopolimerize akrilik rezinin Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen grubu ile kontrol grubu arasında anlamlı düzeyde yüzey pürüzlülüğünde artış bildirmişlerdir. Bu çalışma bizim bulgularımız ile de örtüşmektedir. Corega efervesan tablet suda çözündüğünde; sodyum perborat, daha sonra oksijeni serbest bırakan bir alkali peroksit çözeltisi oluşturmak üzere ayrışır, böylece oksijen kabarcıkları tarafından hem mekanik hem de kimyasal temizleme etkisi elde edilir (145). Yüzey pürüzlülüğündeki artışın bu mekanik temizleme ile ortaya çıktığını belirtmişlerdir (199).

Başka bir çalışmada Corega ve Polident alkali peroksit içerikli efervesan tablet ile Cepacol setilpiridinyum klorür içerikli gargara dahil olmak üzere farklı dezenfektanların hareketli bölümlü protez temizliği üzerindeki etkisini incelemek için 180 ardışık protez temizleme prosedürünü taklit ederek yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar, Cepacol gargara ile temizlemenin sonrasında ısıyla polimerize akrilik rezinde daha yüksek yüzey pürüzlülük değeri bulmuşlardır, ancak alkali peroksit içerikli Corega, Polident efervesan tablet ve kontrol grubu arasında anlamlı fark bulamamışlardır ($p>0,05$) (200).

Çalışmamızda protez temizleme protokollerini uygulamasının 1. ayında ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinde üç materyalin tüm alt gruplarında önceki ölçümlere kıyasla anlamlı olarak düşüş görüldü ($p<0,05$). Çalışmamızda materyallerin yüzey pürüzlülüğünün zaman içerisinde azalmasının nedeni su içerisine monomer difüzyonu, polimerizasyonun devam etmesi, rezidüel monomerlerin salınımının bir süre daha devam etmesi ve dezenfektanların yavaş absorpsiyonu ile polimerlerin yapısında modifikasyonların meydana gelmesi olabilir (192, 201, 202).

Farklı akrilik esaslı materyallerin fırçalama gruplarındaki yüzey pürüzlülük değerlerinin zamanla azalmış olmasının nedeni ise fırçanın naylon kıllarının akrilik rezinlerde polisaj etkisi göstermiş olması düşünülebilir. Benzer bulgular Harrison ve ark.(203) ile Tan ve ark. (204) tarafından da bildirilmiştir.

Izumida ve ark. (205) yaptıkları çalışmada Tokuyama Rebase Fast marka sert astar materyalini kullanarak örneklerle 365 gün boyunca protez temizleme işlemleri uygulamıştır. Kontrol grubu sadece distile suda bekletilmiş ve diğer gruplardaki her örnek günde 30 resiprokal vuruş olacak şekilde fırçalama işlemine tabi tutulup daha sonra su, sodyum perborat ve klorheksidin içerisinde günde 10 dakika süreyle bekletilmiştir. Bir yıllık süreçte 0, 7, 15, 30, 90, 180, 270 ve 365. günlerde materyallerin

yüzey pürüzlülük değerleri ölçülmüş ve 365 gün sonunda kandida tutulumlarını değerlendirmişlerdir. 15 gün boyunca örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerlerinde artış bulmuşlardır; ancak ondan sonraki ölçümlerde ise 270. güne kadar önemli düzeyde yüzey pürüzlülüğünde düşüş bulmuşlardır. Yüzey pürüzlülüğündeki bu düşüşün nedeni olarak; monomerlerin su içerisine difüzyonu ve mekanik özellikleri iyileştiren polimerizasyonun zamanla devam etmesini göstermişlerdir (206). Neppelenbroek ve ark. (207), bu düşüşü su içerisindeki dezenfektanın yavaş absorpsiyonu ile ilişkilendirmiştir. Ayrıca Izumida ve ark. (205) diğer çapraz bağlantı ajanları içermeyip monofonksiyonel metakrilat monomeri içeren akrilik rezinlere kıyasla, Tokuyama Rebase Fast'in çapraz bağlantılı polimer olduğunu ve bu çapraz bağlantı ajanlarının otopolimerize astar rezinlerinin mekanik özelliklerini geliştirdiğini açıklamışlardır. Literatürdeki benzer çalışmalarda yüzey pürüzlülük değerlerinin artmasına karşı kendi çalışmasında azalmasını bu sonuca bağlamıştır.

Altı farklı yumuşak ve sert astar materyali ile yapılan bir çalışmada; günde sekiz saat süreyle distile suda ve çeşitli protez temizleyicilerinde (Corega, Fitty Dent, Klorheksidin) bir aylık süre ile örnekler bekletilerek yüzey pürüzlülüğü ve serbest yüzey enerjisi için ölçümler yapılmıştır. Temizleme prosedürü sonrası GC Reline Hard materyalinin serbest yüzey enerjisinin azaldığını diğer astar materyallerinin ise arttığını bulmuşlardır. Astar materyallerinin serbest yüzey enerjilerindeki farklılıkların mikroorganizmaların tutunmasını etkileyen hidrofobiklik veya hidrofiliklik derecesini gösterebileceğini açıklamışlardır. Çalışmada tüm yumuşak astar materyallerinde yüzey pürüzlülüğü değerlerinde azalma bildirilirken sert astar materyallerinin yüzey pürüzlülüğünde önemli değişiklikler olmadığı bildirilmiştir (208).

Çalışmamızda sert astar materyalinin (GC Reline Hard) zaman içerisinde yüzey pürüzlülük değerinin azalmasının nedeni, içeriğindeki PEMA monomeri olabileceği düşünülmektedir. PEMA (polietil metakrilat) polimerleri hidrofiliktir, elektrostatik yüklerin sonucu olarak da suda çözünür boyaları astar materyalinin yüzeyine çeker, bu nedenle polimerin hidrofilik karakteri etanol kaybı, su Emilimi ve plastikleştirici kaybı yoluyla sertleşmeyi teşvik edebilir (209, 210). Test süresi uzadıkça materyallerin su Emilimi ile yüzey sertliği artabilecek ve sertleşme sonucunda yüzeyin daha pürüzsüz olabileceği düşünülmüştür.

Otopolimerize akrilik rezinin sertlik özelliğinin değerlendirildiği bazı çalışmalarda 24 saat, 7, 14, 32, 60, 120 gün suya daldırmanın etkisi değerlendirilmiş ve 7. gün (211, 212), 32. gün (55) ve 60. günde (207) suya daldırıldıktan sonra sertlikte artış gözlenmiştir. Sertlikteki artışın, su emiliminin plastikleştirici etkisinin üstesinden gelen ileri polimerizasyon ve artık monomer salınım mekanizmalarıyla ilgili olması muhtemeldir. Yüzeydeki sertleşme sonucu materyalin daha pürüzsüz olabileceği düşünülmektedir.

Song ve ark.(193) yaptıkları çalışmada, PMMA materyali ile ilk olarak örnekler üzerinde *C. albicans* biyofilmi oluşturarak elektrolize su cihazı ve Polident temizleyici tablet ile temizleme prosedürünü uygulayarak kandida tutulumlarına bakmışlardır. İki temizleme prosedüründe de kandida tutulumlarında azalma gözlemlemişlerdir. Temizleyici tablet kullanılan grupta daha fazla kandida tutulumunda azalma belirtmişlerdir. Elektrolize suyun rapor edilen yan etkisinin olmaması (19) ve buna karşılık olası yanlış kullanımda kimyasal protez temizleyicilerin yan etkisinin olmasının (144, 213) elektrolize suyun protez temizleyici ajan olarak kullanımının tercihler arasında olabileceğini belirtmişlerdir. Daha sonra bu temizleme prosedürlerini 150 gün boyunca devam ettirip sonunda yüzey pürüzlülüğünü ve tekrardan kandida tutulumunu değerlendirmişlerdir. Elektrolize su grubunun protez temizleyici tablet grubuna kıyasla yüzey pürüzlülüğü üzerinde daha az bir artışa neden olduğunu bulmuşlardır. Bu sonuç elektrolize suyun tablet temizleyiciye göre yüzey pürüzlülüğünü daha az etkilemiş olduğunu göstermiştir. Kandida tutulumu açısından 150 gün sonunda protez temizleyici tablet grubunda daha fazla kandida tutulumu olduğunu belirtmişlerdir. Bunu da elektrolize suya göre temizleyici tabletin yüzey pürüzlülüğünde daha fazla artışa neden olmasıyla kandida tutulumunu desteklediğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda elektrolize su grubundaki tüm örneklerin yüzey pürüzlülük değeri 3 ay sonunda en yüksek pürüzlülük değerleri gösterdi. Bu çalışmalara paralel olarak da 3 ay sonunda en pürüzlü örneklerde en fazla kandida tutulumu görülmüştür.

Elektrolize suyun, bakteriyel biyofilmler ile birlikte çeşitli patojenlere karşı da antimikrobiyal aktiviteye sahip olduğu rapor edilmiştir (170, 171, 193). Elektrolize su musluk suyunun metal elektrot ile elektrolize edilmesiyle oluşur. Hipokloröz asit, serbest klorür, radikal oksijen ve reaktif hidrojen içerir (20, 169). Musluk suyunun elektrolizindeki kimyasal reaksiyonlar; anot tarafında $H_2O \rightarrow 1/2 O_2 + 2H^+ + 2e^-$,

$2\text{Cl}^- \rightarrow \text{Cl}_2 + 2\text{e}^-$ ve $\text{Cl}_2 + \text{H}_2\text{O} \leftrightarrow \text{HClO} + \text{HCl}$ şeklinde gerçekleşirken katot tarafındaki reaksiyon $\text{H}_2\text{O} + 2\text{e}^- \rightarrow 1/2 \text{H}_2 + \text{OH}^-$ şeklindedir. Anot bölgesinden elde edilen elektrolize suyun pH'ı (2,7'nin altında) düşüktür ve aktif oksijen ile klor (Cl_2) içerir. Laktobasiller, kandida mayaları ve patojen mantarlar gibi bazı mikroorganizmalar 5,0 ila 5,5 aralığındaki düşük pH'ta büyür. Elektrolize suyun pH'ı 2,7 olduğundan çoğu mikroorganizma bu çok asidik değerde hayatta kalamamaktadır (214). Bileşenler arasında hipokloröz asit en güçlü antimikrobiyal aktiviteye sahiptir (173). Ayrıca *C. albicans* asitlere karşı duyarlı olması nedeniyle hipokloröz asit *C. albicans*'a karşı antifungal aktiviteye sahiptir (172). Bizim çalışmamızın bulgularına göre kandida tutulumları değerlendirildiğinde elektolize su ile temizleme prosedürü en etkili temizleme yöntemi değildir ve geliştirilmesi gereklidir.

Köroğlu ve ark. (215) yaptıkları çalışmada, iki adet PMMA materyali ve bir adet poliamid esaslı kaide materyali kullanarak, 90 gün boyunca distile su, %5'lik sodyum hipoklorit ve iki tane sodyum perborat içerikli efervesan tablet (Corega, Rapident) ile protez temizleme prosedürlerini uygulamışlardır. Temizleme işlemleri uygulamadan önce yüzey pürüzlülük değerlerine ve 90 gün sonunda yüzey pürüzlülük değerlerine ve kandida tutulumlarını ölçmüşlerdir. PMMA materyalleri için yüzey pürüzlülük değerlerinde kontrol grubu ve Corega efervesan tablet grubu için azalma olsa da aradaki farkın anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca uygulanan protez temizleme prosedürlerinin de protez kaide materyalleri üzerinde kandida tutulumu açısından önemli bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir.

Machado ve ark. (192) yaptıkları çalışmada, bir ısı ile polimerize akrilik rezin ve üç sert astar materyaline diş macunu ve deiyonize su kullanarak iki yılı simüle edecek şekilde fırçalama yöntemi ile temizleme prosedürleri uygulamışlardır. Daha sonra materyallerin yüzeyindeki madde kaybını ve yüzey pürüzlülük değerlerini ölçmüşlerdir. Isı ile polimerize akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğünde ve madde kaybı değerlerinde anlamlı artış bildirirlerken sert astar materyallerinde iki değerde de anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar ısı ile polimerize akrilik rezinlerin otopolimerize astar materyallerinden mekanik olarak daha dirençli ve sertlik değerlerinin daha fazla olduğunu halde (216) ısı ile polimerize akrilik rezinde daha pürüzlü ve madde kaybının fazla olmasını otopolimerize astar materyallerinin daha fleksibl olması ile ilişkilendirmiştir. Otopolimerize astar materyalleri, ısıyla polimerize

akrilik rezinlere göre plastik deformasyona karşı daha az direnç göstermektedir (215). Bu astar materyallerinin içeriği ile ilişkili olabilmektedir. Machado ve ark. çalışmalarındaki sonucu fırçanın abrazyon etkisinin astar materyalinin yüzeyinde meydana gelen deformasyon ile daha esnek olabileceği ile ilişkilendirmişlerdir. Bu reziliensin materyal ile aşındırıcı parçacıklar arasında sürtünmenin azalttığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da sert astar materyalinin fırçalama grubundaki zamanla yüzey pürüzlülük değerinin azalmasının nedeni olarak materyalin plastik deformasyona karşı dirençli olmaması düşünülebilir.

Çalışmamızda kullandığımız sert astar materyalinin likitinde çapraz bağlayıcı ajan olarak 1,6-HDMA molekülü mevcuttur. Bu bileşen, metil metakrilat ve çapraz bağlayıcı ajan EGDMA (etilen glikol dimetakrilat) içeren ısı ile polimerize akrilik rezin materyalinde oluşturulanlardan daha uzun ve muhtemelen daha esnek polimerik zincirlerin oluşumuna neden olabilir. Bu nedenle çalışmamızda kullandığımız sert astar materyalinin fırçalama grubunda oluşan plastik deformasyon nedeniyle daha pürüzsüz yüzey elde etmiş olmamız muhtemeldir.

Protez üzerinde oluşan biyofilmler, mikroorganizmaları ve bunların metabolitlerini içeren yoğun bir mikrobiyal tabakadır. Kandida türlerinden oluşan biyofilmler, protez stomatitine neden olan bir faktördür. Bu nedenle araştırmacıların çoğu *C. albicans*'ın uzaklaştırılması için gelişmiş antimikrobiyal tekniklerin geliştirilmesine odaklanmıştır (89, 217). Bu nedenle çalışmamızda mikrobiyolojik deneylerde *C. albicans* suşu kullanıldı.

Akrilik rezinler üzerinde yürütülen mikrobiyolojik çalışmalarda pürüzlü yüzeyler üzerindeki girintilerin, mikroorganizmaları makaslama kuvvetlerinden korudukları ve ağız içi temizlik yöntemleri ile uzaklaştırılmalarını zorlaştıran korunaklı bir ortam oluşturdukları belirtilmektedir. Bir protez yüzeyindeki bu düzensizlikler, mikrobiyal hücrelerin yüzeye geri dönüşümsüz olarak tutunmalarına izin verebilmektedir (218, 219). Materyallerin yüzey pürüzlülüğünün *C. albicans* tutulumunu etkilediğini belirten birçok çalışma mevcuttur (112, 218). Verran ve ark. (112) yaptıkları bir çalışmada, pürüzsüz yüzeylere göre pürüzlü yüzeylerde tutunan *C. albicans* sayısının önemli derecede yüksek olduğunu bildirmiştir. Radford ve ark. da (218) yaptıkları çalışmada aynı şekilde pürüzlü yüzeylerdeki *C. albicans* tutulumunun önemli derecede fazla olduğunu bildirmiştir.

Mikroorganizmaların yüzeye tutunması iki aşamalı bir süreç olarak düşünülmektedir. İki yüzey arasındaki ilk etkileşim reversibl ve belirgin değilken ikinci faz özel intermoleküler etkileşimden kaynaklanmaktadır. Mikroorganizmaların yüzeye yapışmasındaki ilk faz olan başlangıç adezyonu ile ilgili birçok teori mevcuttur. Bunlardan biri, adezyonun yüzeyin ve mikroorganizmanın yüzey enerjileri ile ilgili olduğunu söyleyen termodinamik yaklaşımdır. Bir diğeri, adezyon mekanizmasından mikroorganizmaların hidrofobik özelliğini sorumlu tutarken diğeri teori de yüzeyler arasındaki elektrostatik etkileşimden kaynaklandığını iddia etmektedir (112). Ayrıca mikroorganizmanın yüzeye ilk tutunması yüzeyin karakteristik özellikleriyle de (yüzey serbest enerjisi, yüzey pürüzlülüğü gibi) ilgili olabilmektedir (107, 112). Bu nedenle çalışmamızda farklı akrilik materyallerine protez temizleme prosedürleri uygulayarak yüzey pürüzlülük değerlerine baktıktan sonra *C. albicans* tutulumlarını inceledik.

Yüzey pürüzlülüğü depozit oluşumu ve yüzeyde mikroorganizmaların kolonizasyonunu kolaylaştırabilmektedir. Yüzey pürüzlülük değerlerinin fazla olması daha büyük spesifik alanların olması anlamına gelmektedir ve bu termodinamik reaksiyonlar için daha elverişli yüzey aktif alanların olmasını sağlar (220). Çalışmamızda protez temizleme prosedürlerinin uygulanmasından üç ay sonra ölçülen kandida tutulumları değerlerinde üç materyalin elektrolize su içerisinde bekletilen gruplarının kandida tutulumları ve yüzey pürüzlülük değerleri diğer gruplara göre fazla çıkmıştır. Bu sonuca göre yüzey pürüzlülük değeri ile kandida tutulumunun doğru orantılı olduğu düşünülebilir. Ancak materyallerin fırçalama gruplarının kandida tutulumları ve yüzey pürüzlülük değerleri arasında bu ilişki bulunamamıştır. Kandida tutulumu üzerinde tek etkili faktör yüzey pürüzlülük değeri olmadığı ve fırçalamanın yüzeyde başka değişimlere neden olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Materyallerin Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen gruplarında kandida tutulumlarının diğer gruplara göre az olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda alkali peroksit içerikli temizleyici tabletler ile yapılan protez temizliğinin fırçalama ve elektrolize suya göre kandida tutulumunun kontrolünde daha etkili olduğu sonucuna varılmıştır.

Kang ve ark. (219) yaptıkları çalışmada, yumuşak ve sert astar materyallerinin yüzey pürüzlülük değerlerine, yüzey enerji parametrelerine (hidrofobik/hidrofiliklik değerleri, total yüzey enerjisi, asit ve baz komponentleri) ve *C. albicans* tutulumlarını değerlendirmişler ve Ra değeri ile *C. albicans* adezyonu arasında anlamlı bir korelasyon

bulamamışlardır. Materyallerin *C. albicans* tutulumlarında yüzey pürüzlülüğünden çok yüzey enerji parametrelerinin daha büyük rol oynadığını bildirmişlerdir.

Huh ve ark. (221) yaptıkları çalışmada, bir ısı ile polimerize akrilik rezin ve üç yumuşak astar materyaline 60 gün boyunca bir alkali peroksit içeren organik asit içeren temizleyici tablet ile temizleme işlemi uygulamışlardır. Daha sonra yüzey pürüzlülük değerlerini, kandida tutulumlarını ve ikisinin korelasyonunu değerlendirmişlerdir. Biyofilm formasyonu ve Ra arasında düşük korelasyon olduğunu ve *C. albicans* biyofilm formasyonu için Ra değerinin çok önemli olmadığını bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasının bulguları incelendiğinde, yukarıdaki çalışmanın bulgularına paralel olarak ısı ile polimerize akrilik rezinin fırçalama grubunda, otopolimerize akrilik rezinin kontrol ve Corega efervesan tablet grubunda, sert astar materyalinin kontrol ve Corega efervesan tablet grubunda yüzey pürüzlülük ve *C. albicans* değerleri arasında doğru orantı olmadığı görülmektedir.

Bu çalışmanın limitasyonları, in vitro bir çalışma olduğundan, ağız ortamındaki mevcut tükürük ve mikroorganizma çeşitliğinin yansıtılamaması, ısı ve pH değişikliği, diyet etkisi, hormonal ve genetik değerler gibi kişisel faktörlerin etkisinin eksikliğidir. Ayrıca materyallerin klinik kullanımlarındaki özelliklerini daha iyi inceleyebilmek için yüzey pürüzlülüğüne ilaveten yüzey enerjisi, temas açısı vb. özelliklerin de değerlendirilmesi gereklidir. Bu çalışmanın sonuçlarını desteklemek için in vivo olarak daha fazla çalışmanın yapılmasına ihtiyaç vardır. Özellikle elektrolize suyun protez temizleme ajanı olarak kullanımı ile ilgili daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

Bu in vitro çalışmanın verileri ışığında elde ettiğimiz sonuçları şu şekilde sıralayabiliriz:

1. PMMA içeren akrilik rezinlerde farklı polimerizasyon tipi yüzey pürüzlülük özelliğini etkilemiştir. Otopolimerize akrilik rezin, ısı ile polimerize akrilik rezine göre daha pürüzlü yüzeylere sahiptir. Ayrıca *C. albicans* tutulumlarına bakıldığında da otopolimerize akrilik rezinde daha fazla tutulum gözlenmiştir. Otopolimerize akrilik rezinin daha pürüzlü yüzeye sahip olmasının kandida tutulumuna daha elverişli ortama neden olduğu düşünülebilir. Tamir işlemleri için otopolimerize akrilik rezinin

kullanıldığı durumlarda materyalin bu özellikleri göz önünde bulundurulmalı ve cila işlemleri özenle yapılmalıdır.

2. Isı ile polimerize akrilik rezin ve sert astarın yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı bir fark görülmedi. Uzun süreli astarlama işlemleri planlandığında sert astar materyalleri bu özelliği ile güvenle tercih edilebilir.

3. Materyallere protez temizleme prosedürleri uygulamaya başlanmasından sonra 1. ay ve 3. aydaki ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinde anlamlı azalma görülmüştür. Bunun nedeni olarak polimerizasyon tepkimelerinin devam etmesi ve artık monomer salınımının sürmesi olabilir. Bu yüzden akrilik rezin içerikli protez kaidelerinin kullanımından önce suda bekletilmesi (çeşitli post-polimerizasyon yöntemleri) materyalin mekanik ve biyolojik özelliklerini geliştirmek için önemlidir.

4. Protez temizleme prosedürleri uygulanan üç materyalin tüm gruplarında zamanla yüzey pürüzlülük değerleri anlamlı düzeyde azalmıştır. Su, Corega efervesan tablet, elektrolize su içerisinde bekletme ve fırçalama materyallerin mekanik özelliklerinden biri olan yüzey pürüzlülük özelliğini etkilemiştir. Bu nedenle hastalara protez temizleme prosedürleri hakkında detaylı bilgi vermek oral hijyenin sağlanması açısından gereklidir.

5. Isı ile polimerize akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin ve sert astar materyalinin Corega efervesan tablet içerisinde bekletilen gruplarında elektrolize su içerisinde bekletmeye kıyasla daha az C. albicans tutulumu gözlemlendi. Son yıllarda protez temizleme işlemlerinde kullanılan elektrolize su bildirilen yan etkisinin olmayışı ve antifungal etkisi nedeniyle kimyasal temizleme ajanları arasında yerini almıştır. Alkalen peroksit içerikli Corega efervesan tablet kandida tutulumunu önlemede daha etkili bulunduğu için oral hijyen eksikliği yaşayan veya protez temizlemesinde sıkıntı yaşayan geriatrik hastalar için özellikle tavsiye edilmelidir.

6. Yumuşak astar materyallerine fırçalama işlemi önerilmese de sert astar materyaline uygulanan fırçalama işlemi ile materyalin zamanla yüzey pürüzlülük değeri azalmıştır. Ayrıca C. albicans tutulumu diğer protez temizleme prosedürlerine kıyasla daha azdır. Bu sonuçlar ışığında sert astar materyallerinin kullanıldığı durumlarda, protez temizleme işlemi olarak fırçalama önerilebilir.

7. Protez temizleme prosedürleri uygulanmadan önce ölçülen materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri ile C. albicans tutulumları arası doğru orantı görülmüş olsa da protez temizleme prosedürleri uygulandıktan sonra iki değer arası doğru orantı

yoktur. Bu sonuçlar ile yüzey pürüzlülüğünün kandida tutulumuna etkisinin olduğu; ancak yüzeye temizleme işlemleri uygulanmasının materyalin diğer özelliklerini (yüzey serbest enerjisi, hidrofilik/ hidrofobiklik derecesi gibi) de etkilemesiyle bu ilişkinin gözlemlenmediği kanısına varılabilir.



6. KAYNAKLAR

1. Günday M, Şener ID, Yamaner G (2009). The study of the age of becoming edentulous in the last 20 years in Turkey. *Archives of gerontology and geriatrics* 49: 172–175.
2. Acar A, İnan Ö (2001). İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 4: 52–56.
3. Diz P, Scully C, Sanz M (2013). Dental implants in the medically compromised patient. *Journal of dentistry* 41: 195–206.
4. Barão VAR, Ogawa ES, Moreno A, Mesquita MF, Wee AG, Assunção WG (2015). Long-term clinical evaluation of the color stability and stainability of acrylic resin denture teeth. *The journal of prosthetic dentistry* 113: 628–635.
5. Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A (2000). Roughness of denture materials: a comparative study. *International Journal of Prosthodontics* 13.
6. Ali U, Karim KJBA, Buang NA (2015). A review of the properties and applications of poly (methyl methacrylate)(PMMA). *Polymer Reviews* 55: 678–705.
7. Alla R, Raghavendra KN, Vyas R, Konakanchi A (2015). Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I–overview, composition and properties. *Int J Appl Dent Sci* 1: 82–89.
8. Sagsoz NP, Yanıkoglu N, Ulu H, Bayındır F (2014). Color changes of polyamid and polymetyhl methacrylate denture base materials. *Open Journal of Stomatology* 4: 489.
9. Ritchie GM, Turner CH, Fletcher AM (1979). An assessment of dental requirements of elderly people. *Quintessence Int* 11: 81.
10. Schou L, Wight C, Cumming C (1987). Oral hygiene habits, denture plaque, presence of yeasts and stomatitis in institutionalized elderly in Lathian, Scotland. *Community dentistry and oral epidemiology* 15: 85–89.
11. Kulak-Ozkan Y, Kazazoglu E, Arikan A (2002). Oral hygiene habits, denture cleanliness, presence of yeasts and stomatitis in elderly people. *Journal of oral rehabilitation* 29: 300–304.
12. Ulusoy M, Aydın AK (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler’, Cilt I. *Ankara Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın* 487–509.

13. Çalikkocaoglu S. (2010). *Dişsiz hastaların protetik tedavisi klasik tam protezler.*, 5th ed. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.
14. de Freitas Fernandes FS, Pereira-Cenci T, Da Silva WJ, Ricomini Filho AP, Straioto FG, Cury AADB (2011). Efficacy of denture cleansers on *Candida* spp. biofilm formed on polyamide and polymethyl methacrylate resins. *The Journal of prosthetic dentistry* 105: 51–58.
15. Li L, Redding S, Dongari-Bagtzoglou A (2007). *Candida glabrata*, an emerging oral opportunistic pathogen. *Journal of dental research* 86: 204–215.
16. Oliveira Paranhos HF, Silva-Lovato CH, De Souza RF, Cruz PC, De Freitas-Pontes KM, Watanabe E, Ito IY (2009). Effect of three methods for cleaning dentures on biofilms formed in vitro on acrylic resin. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 18: 427–431.
17. Shay K (2000). Denture hygiene: a review and update. *J Contemp Dent Pract* 1: 28–41.
18. Nan S, Li Y, Li B, Wang C, Cui X, Cao W (2010). Effect of Slightly Acidic Electrolyzed Water for Inactivating *Escherichia coli* O157: H7 and *Staphylococcus aureus* Analyzed by Transmission Electron Microscopy. *Journal of Food Protection* 73: 2211–2216.
19. Ye J, Li Y, Hamasaki T, Nakamichi N, Komatsu T, Kashiwagi T, Teruya K, Nishikawa R, Kawahara T, Osada K (2008). Inhibitory effect of electrolyzed reduced water on tumor angiogenesis. *Biological and Pharmaceutical Bulletin* 31: 19–26.
20. Kim C, Hung Y-C, Brackett RE (2000). Efficacy of electrolyzed oxidizing (EO) and chemically modified water on different types of foodborne pathogens. *International Journal of Food Microbiology* 61: 199–207.
21. BAYRAKTAR G, TURFANER M, DURAN Ö (2013). Kimyasal Temizlik Solüsyonlarının Akrilik Kaide Materyalinin Renk Değişimine Etkisi-The Effect Of Various Chemical Cleaning Solutions On The Color Stability Of The Acrylic Denture Base Material. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 32: 39–45.
22. O'brien WJ (2002). Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.

23. Şahin O (2010). Farklı polimerizasyon teknikleri uygulanan kopolimer yapıdaki akrilik rezinlerin bazı mekanik özellikleri ve sitotoksitesinin incelenmesi.
24. McCabe JF, Walls AWG (2013). *Applied dental materials* John Wiley & Sons.
25. Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM (n.d.). Craig's restorative dental materials 340.
26. CRAIG O (1992). Dental materials: properties and manipulation. *Mosby year book* 45–56.
27. Rashid H, Sheikh Z, Vohra F (2015). Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *European journal of dentistry* 9: 614–619.
28. Phillips R (2013). Anusavice KJ Phillips' science of dental materials. *St Louis, MO: Elsevier/Saunders*.
29. Dhir G, Berzins DW, Dhuru VB, Periathamby AR, Dentino A (2007). Physical properties of denture base resins potentially resistant to candida adhesion: Basic science research. *Journal of Prosthodontics* 16: 465–472.
30. Tuna SH, Keyf F, Gumus HO, Uzun C (2008). The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. *European journal of dentistry* 2: 191–197.
31. Takahashi Y, Hamanaka I, Shimizu H (2013). Flexural properties of denture base resins subjected to long-term water immersion. *Acta Odontologica Scandinavica* 71: 716–720.
32. Bayraktar G, Guvener B, Bural C, Uresin Y (2006). Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 76: 340–345.
33. Gupta A, Kamra M (2011). An evaluation of the effect of water sorption on dimensional stability of the acrylic resin denture bases. *International Journal of Contemporary Dentistry* 2.
34. Arima T, Murata H, Hamad T (1996). The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. *Journal of oral rehabilitation* 23: 476–480.

35. Lang LA, Mattie PA, Rawis HR (2000). The effect of triphenylbismuth on the radiopacity and performance properties of compression-and injection-molded denture resins. *Journal of Prosthodontics* 9: 23–29.
36. Alhareb AO, Akil HM, Ahmad ZA (2016). Influence of Al₂O₃/Y-TSZ mixture as filler loading on the radiopacity of PMMA denture base composites. *Procedia Chemistry* 19: 646–650.
37. Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA (1986). A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 56: 497–506.
38. Lai G, Zhao L, Wang J, Kunzelmann K-H (2018). Surface properties and color stability of dental flowable composites influenced by simulated toothbrushing. *Dental Materials Journal* 2017–2233.
39. Radford D, Challacombe SJ, Walter JD (1999). Denture plaque and adherence of *Candida albicans* to denture-base materials in vivo and in vitro. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 10: 99–116.
40. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation* 22: 421–427.
41. Powers JM, Wataha JC (2014). *Dental materials-E-book: properties and manipulation* Elsevier Health Sciences.
42. Pereira T, Del Bel Cury AA, Cenci MS, Rodrigues-Garcia RCM (2007). In vitro *Candida* colonization on acrylic resins and denture liners: influence of surface free energy, roughness, saliva, and adhering bacteria. *International Journal of Prosthodontics* 20.
43. Sturm S, Jančar B (2014). Microstructure characterization of advanced ceramics. *Advanced Ceramics for Dentistry* Elsevier, pp 151–172.
44. Davidowitz G, Kotick PG (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics* 55: 559–570.
45. Ogino T (2018). Preface for Proceedings of the 8th International Symposium on Surface Science. *e-Journal of Surface Science and Nanotechnology* 16: A3–A3.

46. Farrar CA, Zhou W, Lin T, Sacks SH (2006). Local extravascular pool of C3 is a determinant of postischemic acute renal failure. *The FASEB Journal* 20: 217–226.
47. Gadegaard N (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry* 81: 87–97.
48. Zappini G, Kammann A, Wachter W (2003). Comparison of fracture tests of denture base materials. *The journal of prosthetic dentistry* 90: 578–585.
49. Sanders JL (1987). Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. *Quintessence Int* 18: 453–456.
50. Craig RG, Power JM (1997). Restorative dental materials. Mosby-Year Book. Inc, Missouri 486.
51. Van Noort R, Barbour M (2014). *Introduction to dental materials-e-book* Elsevier Health Sciences.
52. Vallittu PK, Narva K (1997). Impact strength of a modified continuous glass fiber--poly (methyl methacrylate). *International Journal of Prosthodontics* 10.
53. Nishii M (1968). Curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *Journal of Osaka Dental University* 2: 23–40.
54. Gautam R, Singh RD, Sharma VP, Siddhartha R, Chand P, Kumar R (2012). Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 100: 1444–1450.
55. Braun KO, N. Mello JA, N. Rached R, Del Bel Cury AA (2003). Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *Journal of oral rehabilitation* 30: 91–98.
56. Kedjarune U, Charoenworulak N, Koontongkaew S (1999). Release of methyl methacrylate from heat-curved and autopolymerized resins: Cytotoxicity testing related to residual monomer. *Australian dental journal* 44: 25–30.
57. Thaitammanan C, Sirichompun C, Wiwatwarrapan C (2018). Ultrasonic treatment reduced residual monomer in methyl methacrylate-based orthodontic base-plate materials. *Dent Oral Craniofac Res* 4: 1–5.

58. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE (2003). Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry* 90: 190–193.
59. Jorge JH, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Carlos IZ (2007). Biocompatibility of denture base acrylic resins evaluated in culture of L929 cells. Effect of polymerisation cycle and post-polymerisation treatments. *Gerodontology* 24: 52–57.
60. Lung CYK, Darvell BW (2005). Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. *Dental Materials* 21: 1119–1128.
61. Ali A, Bates JF, Reynolds AJ, Walker DM (1986). The burning mouth sensation related to the wearing of acrylic dentures: an investigation. *British Dental Journal* 161: 444–447.
62. McCabe JF, RM B (1976). Tissue sensitivity to acrylic resin. A method of measuring the residual monomer content and its clinical application.
63. Ruyter IE (1980). Release of formaldehyde from denture base polymers. *Acta Odontologica Scandinavica* 38: 17–27.
64. Murata H, Seo RS, Hamada T, Polyzois GL, Frangou MJ (2007). Dynamic mechanical properties of hard, direct denture relining resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 98: 319–326.
65. Lau M, Amarnath GS, Muddugangadhar BC, Swetha MU, Das KAAK (2014). Tensile and shear bond strength of hard and soft denture relining materials to the conventional heat cured acrylic denture base resin: An in-vitro study. *Journal of international oral health: JIOH* 6: 55.
66. Murata H, Hamada T, Sadamori S (2008). Relationship between viscoelastic properties of soft denture liners and clinical efficacy. *Japanese Dental Science Review* 44: 128–132.
67. Nejatian T, Pezeshki S, Syed AUY (2019). Acrylic denture base materials. *Advanced Dental Biomaterials Elsevier*, pp 79–104.
68. Kesercioğlu A, Yılmaz G, Artunç C, Cura C (1991). Profitez akrilik kaide plağının hazırlanmasında enjeksiyon tekniğinin önemi. *İzmir Diş Hekimleri Odası Dergisi* 4.

69. Gonçalves TS, de Menezes LM, Silva LEA (2008). Residual monomer of autopolymerized acrylic resin according to different manipulation and polishing methods: an in situ evaluation. *The Angle Orthodontist* 78: 722–727.
70. Leles CR, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC (2001). Bonding strength between a hard chairside reline resin and a denture base material as influenced by surface treatment. *Journal of oral rehabilitation* 28: 1153–1157.
71. Philips RW (1973). Skinner's science of dental material. *Dental Porcelain* 7: 526–555.
72. Arena CA, Evans DB, Hilton TJ (1993). A comparison of bond strengths among chairside hard reline materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 70: 126–131.
73. Foo H, Lindquist TJ, Aquilino SA, Schneider RL, Williamson DL, Boyer DB (2001). Effect of polyaramid fiber reinforcement on the strength of 3 denture base polymethyl methacrylate resins. *Journal of Prosthodontics* 10: 148–153.
74. Takahashi Y, Chai J (2001). Shear bond strength of denture reline polymers to denture base polymers. *International Journal of Prosthodontics* 14.
75. Chai J, Takahashi Y, Kawaguchi M (1998). The flexural strengths of denture base acrylic resins after relining with a visible-light-activated material. *International Journal of Prosthodontics* 11.
76. Park S, Lee Y, Lim B, Kim C (2004). Changes in properties of short-term-use soft liners after thermocycling. *Journal of Oral Rehabilitation* 31: 717–724.
77. Kawaguchi M, Takahashi Y, Fukushima T, Habu T (1996). Effect of light-exposure duration on the amount of leachable monomers from light-activated reline material. *The Journal of prosthetic dentistry* 75: 183–187.
78. Dahl JE, Frangou-Polyzois MJ, Polyzois GL (2006). In vitro biocompatibility of denture relining materials. *Gerodontology* 23: 17–22.
79. Arima T, Murata H, Hamada T (1996). Analysis of composition and structure of hard autopolymerizing reline resins. *Journal of Oral Rehabilitation* 23: 346–352.
80. Cucci ALM, Rached RN, Giampaolo ET, Vergani CE (1999). Tensile bond strengths of hard chairside reline resins as influenced by water storage. *Journal of oral rehabilitation* 26: 631–634.

81. Takahashi Y, Chai J (2001). Assessment of shear bond strength between three denture relined materials and a denture base acrylic resin. *International Journal of Prosthodontics* 14.
82. Barbeau J, Séguin J, Goulet JP, de Koninck L, Avon SL, Lalonde B, Rompré P, Deslauriers N (2003). Reassessing the presence of *Candida albicans* in denture-related stomatitis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 95: 51–59.
83. Newton AV (1962). Denture sore mouth. *British Dental Journal* 357–360.
84. Webb BC, Thomas CJ, Willcox MDP, Harty DWS, Knox KW (1998). *Candida*-associated denture stomatitis. Aetiology and management: A review: Part1. Factors influencing distribution of *Candida* species in the oral cavity. *Australian dental journal* 43: 45–50.
85. Bilhan H, Sulun T, Erköse G, Kurt H, Erturan Z, Kutay O, Bilgin T (2009). The role of *Candida albicans* hyphae and *Lactobacillus* in denture-related stomatitis. *Clinical oral investigations* 13: 363–368.
86. BUDTZ-JÖRGENSEN E (1974). The significance of *Candida albicans* in denture stomatitis. *European Journal of Oral Sciences* 82: 151–190.
87. Budtz-Jørgensen E (1990). Etiology, pathogenesis, therapy, and prophylaxis of oral yeast infections. *Acta Odontologica Scandinavica* 48: 61–69.
88. Farah CS, Ashman RB, Challacombe SJ (2000). Oral candidosis. *Clinics in dermatology* 18: 553–562.
89. Akpan A, Morgan R (2002). Oral candidiasis. *Postgraduate medical journal* 78: 455–459.
90. Arendorf TM, Walker DM (1987). Denture stomatitis: a review. *Journal of oral rehabilitation* 14: 217–227.
91. Emami E, Kabawat M, Rompre PH, Feine JS (2014). Linking evidence to treatment for denture stomatitis: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of dentistry* 42: 99–106.
92. Kulak Y, Arikan A (1993). Aetiology of denture stomatitis. *Journal of Marmara University Dental Faculty* 1: 307–314.

93. Koray M, Ak G, Kurklu E, Issever H, Tanyeri H, Kulekci G, Guc U (2005). Fluconazole and/or hexetidine for management of oral candidiasis associated with denture-induced stomatitis. *Oral diseases* 11: 309–313.
94. Barnabé W, de Mendonça Neto T, Pimenta FC, Pegoraro LF, Scolaro JM (2004). Efficacy of sodium hypochlorite and coconut soap used as disinfecting agents in the reduction of denture stomatitis, *Streptococcus mutans* and *Candida albicans*. *Journal of oral rehabilitation* 31: 453–459.
95. Demir H (n.d.). PROSTHETIC STOMATITIS. *Research & Reviews in Health Sciences* 151.
96. da Silva PMB, Acosta EJTR, de Rezende Pinto L, Graeff M, Spolidorio DMP, Almeida RS, Porto VC (2011). Microscopical analysis of *Candida albicans* biofilms on heat-polymerised acrylic resin after chlorhexidine gluconate and sodium hypochlorite treatments. *Mycoses* 54: e712–e717.
97. Uludamar A, Özkan YK, Kadir T, Ceyhan I (2010). In vivo efficacy of alkaline peroxide tablets and mouthwashes on *Candida albicans* in patients with denture stomatitis. *Journal of Applied Oral Science* 18: 291–296.
98. Emami E, De Grandmont P, Rompré PH, Barbeau J, Pan S, Feine J (2008). Favoring trauma as an etiological factor in denture stomatitis. *Journal of dental research* 87: 440–444.
99. Vergani CE, Sanitá P V, Mima EGO, Pavarina AC, Machado AL (2013). Oral candidiasis: conventional and alternative treatment options. *Candidiasis Epidemiol Symptoms Treat Options* 85–115.
100. Berman J (2012). *Candida albicans*. *Current biology* 22: R620–R622.
101. Pfaller MA, Herwaldt LA (1997). The clinical microbiology laboratory and infection control: emerging pathogens, antimicrobial resistance, and new technology. *Clinical infectious diseases* 858–870.
102. Cannon RD, Holmes AR, Mason AB, Monk BC (1995). Oral *Candida*: clearance, colonization, or candidiasis? *Journal of dental research* 74: 1152–1161.
103. DOUGLAS LJ (1985). Surface composition and adhesion of *Candida albicans*.

104. Kulak Y, Arikan A, Kazazoglu E (1997). Existence of *Candida albicans* and microorganisms in denture stomatitis patients. *Journal of oral rehabilitation* 24: 788–790.
105. Renner RP, Lee M, Andors L, McNamara TF (1979). The role of *C. albicans* in denture stomatitis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 47: 323–328.
106. Nikawa H, Hamada T, Yamamoto T (1998). Denture plaque—past and recent concerns. *Journal of Dentistry* 26: 299–304.
107. Waters MGJ, Williams DW, Jagger RG, Lewis MAO (1997). Adherence of *Candida albicans* to experimental denture soft lining materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 77: 306–312.
108. Waltimo T, Tanner J, Vallittu P, Haapasalo M (1999). Adherence of *Candida albicans* to the surface of polymethylmethacrylate-E glass fiber composite used in dentures. *International Journal of Prosthodontics* 12.
109. Taylor R, Maryan C, Verran J (1998). Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *The Journal of prosthetic dentistry* 80: 592–597.
110. Dixon DL, Breeding LC, Faler TA (1999). Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. *The Journal of prosthetic dentistry* 81: 207–214.
111. Lamfon H, Porter SR, McCullough M, Pratten J (2003). Formation of *Candida albicans* biofilms on non-shedding oral surfaces. *European journal of oral sciences* 111: 465–471.
112. Verran J, Maryan CJ (1997). Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *The Journal of prosthetic dentistry* 77: 535–539.
113. Von Fraunhofer JA, Suchatlampong C (1975). The surface characteristics of denture base polymers. *Journal of Dentistry* 3: 105–109.
114. Kagermeier-Callaway AS, Willershausen B, Frank T, Stender E (2000). In vitro colonisation of acrylic resin denture base materials by *Streptococcus oralis* and *Actinomyces viscosus*. *International dental journal* 50: 79–85.

115. Radford DR, Radford JR (1993). A SEM study of denture plaque and oral mucosa of denture-related stomatitis. *Journal of dentistry* 21: 87–93.
116. Gibbons RJ, Houte J V (1975). Bacterial adherence in oral microbial ecology. *Annual review of microbiology* 29: 19–42.
117. Jendresen MD, Glantz P-O (1981). Clinical adhesiveness of selected dental materials: an in-vivo study. *Acta Odontologica Scandinavica* 39: 39–45.
118. Samaranayake LP, MacFarlane TW (1982). The effect of dietary carbohydrates on the in-vitro adhesion of *Candida albicans* to epithelial cells. *Journal of medical microbiology* 15: 511–517.
119. Vasilas A, Molina L, Hoffman M, Haidaris CG (1992). The influence of morphological variation on *Candida albicans* adhesion to denture acrylic in vitro. *Archives of Oral Biology* 37: 613–622.
120. Samaranayake LP, McCourtie J, MacFarlane TW (1980). Factors affecting the in-vitro adherence of *Candida albicans* to acrylic surfaces. *Archives of Oral Biology* 25: 611–615.
121. Nikawa H, Nishimura H, Makihiro S, Hamada T, Sadamori S, Samaranayake LP (2000). Effect of serum concentration on *Candida* biofilm formation on acrylic surfaces. *Mycoses* 43: 139–143.
122. Backenstose WM, Wells JG (1977). Side effects of immersion-type cleansers on the metal components of dentures. *The Journal of prosthetic dentistry* 37: 615–621.
123. Dikbas I, Koksall T, Calikkocaoglu S (2006). Investigation of the cleanliness of dentures in a university hospital. *International Journal of Prosthodontics* 19.
124. Martin BJW, Corlew MM, Wood H, Olson D, Golopol LA, Wingo M, Kirmani N (1994). The association of swallowing dysfunction and aspiration pneumonia. *Dysphagia* 9: 1–6.
125. Moskona D, Kaplan I (1992). Oral lesions in elderly denture wearers. *Clinical preventive dentistry* 14: 11–14.
126. Nikawa H, Hamada T, Yamashiro H, Kumagai H (1999). A review of in vitro and in vivo methods to evaluate the efficacy of denture cleansers. *International Journal of Prosthodontics* 12.

127. Tortora GJ, Funke BR, Case CL (2018). *Microbiology: an introduction* Pearson.
128. Weiss RA, Goldman MP (1998). Transillumination mapping prior to ambulatory phlebectomy. *Dermatologic surgery* 24: 447–450.
129. Myers JA, Curtis BS, Curtis WR (2013). Improving accuracy of cell and chromophore concentration measurements using optical density. *BMC biophysics* 6: 1–16.
130. Sutton S (2011). Measurement of microbial cells by optical density. *Journal of Validation technology* 17: 46–49.
131. Goldman E, Green LH (2015). *Practical handbook of microbiology* CRC press.
132. BAĞIŞ N, KURGAN Ş, ÖNDER C (2014). Ağız içi candida enfeksiyonları ve tedavisi. *European Annals of Dental Sciences* 41: 191–198.
133. Ostrosky-Zeichner L, Sobel JD (2016). *Fungal Infections, An Issue of Infectious Disease Clinics of North America* (Vol. 30), Elsevier Health Sciences.
134. Ashman RB, Farah CS (2005). Oral candidiasis: clinical manifestations and cellular adaptive host responses. *Fungal Immunology* Springer, pp 59–83.
135. Cannon RD, Firth NA (2006). Fungi and fungal infections of the oral cavity. *Oral microbiology and immunology* 333–348.
136. Düzgünes N (2019). *Medical microbiology and immunology for dentistry* Quintessence Publishing Company.
137. Samaranayake LP, Leung WK, Jin L (2009). Oral mucosal fungal infections. *Periodontology 2000* 49: 39–59.
138. Gendreau L, Loewy ZG (2011). Epidemiology and etiology of denture stomatitis. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 20: 251–260.
139. Chan EC, Iugovaz I, Siboo R, Bilyk M, Barolet R, Amsel R, Wooley C, Klitorinos A (1991). Comparison of two popular methods for removal and killing of bacteria from dentures. *Journal (Canadian Dental Association)* 57: 937–939.

140. Tan H, Woo A, Kim S, Lamoureux M, Grace M (2000). Effect of denture cleansers, surface finish, and temperature on Molloplast B resilient liner color, hardness, and texture. *Journal of Prosthodontics* 9: 148–155.
141. Razak PA, Richard KMJ, Thankachan RP, Hafiz KAA, Kumar KN, Sameer KM (2014). Geriatric oral health: a review article. *Journal of international oral health: JIOH* 6: 110.
142. 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: 333–338.
143. Sato S, Cavalcante MRS, Orsi IA, Paranhos H de FO, 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.
144. King E, Jagger R (2019). Denture cleaning—Best practice. *Dental Update* 46: 1024–1030.
145. Budtz-Jørgensen E (1979). Materials and methods for cleaning dentures. *The Journal of prosthetic dentistry* 42: 619–623.
146. Ma T, Johnson GH, Gordon GE (1997). Effects of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. *The Journal of prosthetic dentistry* 77: 197–204.
147. Küçükekenci AS, Dede DÖ, Çelik E (2021). Effects of denture cleaning solutions on the retention of Hader bar clips. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 125: 350-e1.
148. Arruda CNF, Sorgini DB, Oliveira V de C, Macedo AP, Lovato CHS, Paranhos H de FO (2015). Effects of denture cleansers on heat-polymerized acrylic resin: a five-year-simulated period of use. *Brazilian dental journal* 26: 404–408.
149. de Luna Malheiros-Segundo A, Pisani MX, Paranhos H de FO, de Souza RF (2008). Effect of a denture cleanser on hardness, roughness and tensile bond strength of denture liners. *Brazilian Journal of Oral Sciences* 7: 1596–1601.
150. Zarb G, HOBKIRK J, ECKERT S, JACOB R (2013). Prosthodontic treatment for edentulous patients 13th Edition. *St Louis: Mosby* 153–154.

151. Moore TC, Smith DE, Kenny GE (1984). Sanitization of dentures by several denture hygiene methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 52: 158–163.
152. Aslanimehr M, Mojarad N, Ranjbar S, Aalaei S (2018). In vitro comparison of the effects of microwave irradiation and chemical and mechanical methods on the disinfection of complete dentures contaminated with *Candida albicans*. *Dental Research Journal* 15: 340.
153. Cakan U, Kara O, Kara HB (2015). Effects of various denture cleansers on surface roughness of hard permanent relines resins. *Dental Materials Journal* 34: 246–251.
154. Peracini A, Davi LR, de Queiroz Ribeiro N, de Souza RF, da Silva CHL, Paranhos H de FO (2010). Effect of denture cleansers on physical properties of heat-polymerized acrylic resin. *Journal of prosthodontic research* 54: 78–83.
155. Akşit KS, Ünalın F, Gürler B, Beka H, Dikbaş İ (1995). Akrilik profitez kaide maddeleri ve Molloplast-B'nin dezenfeksiyonunda kullanılan çeşitli yöntemlerin değerlendirilmesi. *Ankem Derg* 9: 79–84.
156. Faot F, Cavalcanti YW, Pinto L de R, da Silva WJ, Del Bel Cury AA (2014). Efficacy of citric acid denture cleanser on the *Candida albicans* biofilm formed on poly (methyl methacrylate): effects on residual biofilm and recolonization process. *BMC oral health* 14: 1–7.
157. Desrosiers M, Myntti M, James G (2007). Methods for removing bacterial biofilms: in vitro study using clinical chronic rhinosinusitis specimens. *American journal of rhinology* 21: 527–532.
158. Valentine R, Jervis-Bardy J, Psaltis A, Tan LW, Wormald P-J (2011). Efficacy of using a hydrodebrider and of citric acid/zwitterionic surfactant on a *Staphylococcus aureus* bacterial biofilm in the sheep model of rhinosinusitis. *American journal of rhinology & allergy* 25: 323–326.
159. Ntrouka VI, Slot DE, Louropoulou A, Van der Weijden F (2011). The effect of chemotherapeutic agents on contaminated titanium surfaces: a systematic review. *Clinical oral implants research* 22: 681–690.
160. Da Silva FC, Kimpara ET, Mancini MNG, Balducci I, Jorge AOC, Koga-Ito CY (2008). Effectiveness of six different disinfectants on removing five microbial species

- and effects on the topographic characteristics of acrylic resin. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 17: 627–633.
161. Connor JNE, Schoenfeld CM, Taylor RL (1977). An evaluation of an enzyme denture cleanser. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 37: 147–157.
162. Dikbaş İ (2005). Köksal T. *Hareketli protezlerin temizlenmesinde ve dezenfeksiyonunda kullanılan maddeler ve yöntemler Hacettepe Diş Hek Fak Dergisi* 29: 16–27.
163. PERÇİN D, Esen Ş (2009). GÜNCEL DEZENFEKTANLAR VE DEZENFEKSİYON UYGULAMALARINDAKİ SORUNLAR. *Ankem Derg* 23: 89–93.
164. Shen C, Javid NS, Colaizzi FA (1989). The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture base resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 61: 583–589.
165. Sonugelen M, Destan Uİ, Lambrecht FY, Öztürk B, Karadeniz S (2006). Microbial Adherence to a Nonprecious Alloy After Plasma Nitriding Process. *International Journal of Prosthodontics* 19.
166. Jeyapalan K, Kumar JK, Azhagarasan NS (2015). Comparative evaluation of the effect of denture cleansers on the surface topography of denture base materials: An in-vitro study. *Journal of pharmacy & bioallied sciences* 7: S548.
167. Budtz-Jørgensen E, LöE H (1972). Chlorhexidine as a denture disinfectant in the treatment of denture stomatitis. *European Journal of Oral Sciences* 80: 457–464.
168. Pavarina AC, Pizzolitto AC, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET (2003). An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. *Journal of oral rehabilitation* 30: 532–536.
169. Nakajima N, Nakano T, Harada F, Taniguchi H, Yokoyama I, Hirose J, Daikoku E, Sano K (2004). Evaluation of disinfective potential of reactivated free chlorine in pooled tap water by electrolysis. *Journal of Microbiological Methods* 57: 163–173.
170. Pangloli P, Hung Y (2011). Efficacy of slightly acidic electrolyzed water in killing or reducing *Escherichia coli* O157: H7 on iceberg lettuce and tomatoes under simulated food service operation conditions. *Journal of food science* 76: M361–M366.

171. Nan S, Li Y, Li B, Wang C, Cui X, Cao W (2010). Effect of slightly acidic electrolyzed water for inactivating *Escherichia coli* O157: H7 and *Staphylococcus aureus* analyzed by transmission electron microscopy. *Journal of Food Protection* 73: 2211–2216.
172. Mokudai T, Kanno T, Niwano Y (2015). Postantifungal-like effect of sublethal treatment of *Candida albicans* with acid-electrolyzed water. *Archives of Oral Biology* 60: 479–487.
173. Zhang Y, Su W-J, Chen Y, Wu T-Y, Gong H, Shen X-L, Wang Y-X, Sun X-J, Jiang C-L (2016). Effects of hydrogen-rich water on depressive-like behavior in mice. *Scientific reports* 6: 1–7.
174. Rohrer MD, Bulard RA (1985). Microwave sterilization. *Journal of the American Dental Association (1939)* 110: 194–198.
175. 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: 52–56.
176. Campanha NH, Pavarina AC, Vergani CE, Machado AL (2005). Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 93: 483–487.
177. Lee J-H, Kim S-H, Han J-S, Yeo I-SL, Yoon H-I (2019). Optical and surface properties of monolithic zirconia after simulated toothbrushing. *Materials* 12: 1158.
178. Çakmak G, Donmez MB, Atalay S, de Paula MS, Fonseca M, Schimmel M, Yilmaz B (2022). Surface roughness and stainability of CAD-CAM denture base materials after simulated brushing and coffee thermocycling. *The journal of prosthetic dentistry*.
179. Chang Y-H, Lee C-Y, Hsu M-S, Du J-K, Chen K-K, Wu J-H (2021). Effect of toothbrush/dentifrice abrasion on weight variation, surface roughness, surface morphology and hardness of conventional and CAD/CAM denture base materials. *Dental Materials Journal* 40: 220–227.
180. Dua A, Kashinath KR (2008). A comparative in-vitro microbiological study to evaluate the penetration by *Candida albicans* of different heat cure acrylic resins after denture brush abrasion. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 8: 207–212.

181. Yarborough A, Cooper L, Duqum I, Mendonça G, McGraw K, Stoner L (2016). Evidence regarding the treatment of denture stomatitis. *Journal of prosthodontics* 25: 288–301.
182. Ishikawa KH, Mayer MPA, Miyazima TY, Matsubara VH, Silva EG, Paula CR, Campos TT, Nakamae AEM (2015). A multispecies probiotic reduces oral *Candida* colonization in denture wearers. *Journal of Prosthodontics* 24: 194–199.
183. Paranhos HFO, SILVA-LOVATO CH, Souza RF, Cruz PC, Freitas KM, Peracini A (2007). Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. *Journal of oral rehabilitation* 34: 606–612.
184. Sardi JCO, Scorzoni L, Bernardi T, Fusco-Almeida AM, Mendes Giannini MJS (2013). *Candida* species: current epidemiology, pathogenicity, biofilm formation, natural antifungal products and new therapeutic options. *Journal of medical microbiology* 62: 10–24.
185. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British dental journal* 196: 42–45.
186. Quirynen M, Bollen CML (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra-and subgingival plaque formation in man: A review of the literature. *Journal of clinical periodontology* 22: 1–14.
187. Bollenl CML, Lambrechts P, Quirynen M (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials* 13: 258–269.
188. Gajwani-Jain S, Magdum D, Karagir A, Pharane P (2015). Denture cleansers: A review. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences* 1: 94–96.
189. Işeri U, Uludamar A, Ozkan YK (2011). Effectiveness of different cleaning agents on the adherence of *Candida albicans* to acrylic denture base resin. *Gerodontology* 28: 271–276.
190. Yatabe M, Seki H, Shirasu N, Sone M (2001). Effect of the reducing agent on the oxygen-inhibited layer of the cross-linked reline material. *Journal of oral rehabilitation* 28: 180–185.

191. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH (1996). Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of dentistry* 24: 141–148.
192. Mendonça MJ, Machado AL, Giampaolo ET, Pavarina AC, Vergani CE (2006). Weight loss and surface roughness of hard chairside reline resins after toothbrushing: influence of postpolymerization treatments. *International Journal of Prosthodontics* 19.
193. Song Y-G, Lee S-H (2019). Efficacy of newly developed denture cleaning device on physical properties of denture material and Candida biofilm. *Journal of Dental Sciences* 14: 248–254.
194. Stewart MG, Bagby M (2020). *Clinical aspects of dental materials* Jones & Bartlett Learning.
195. Morgan TD, Wilson M (2001). The effects of surface roughness and type of denture acrylic on biofilm formation by Streptococcus oralis in a constant depth film fermentor. *Journal of applied microbiology* 91: 47–53.
196. Berger JC, Driscoll CF, Romberg E, Luo Q, Thompson G (2006). Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 15: 180–186.
197. Charman KM, Fernandez P, Loewy Z, Middleton AM (2009). Attachment of Streptococcus oralis on acrylic substrates of varying roughness. *Letters in applied microbiology* 48: 472–477.
198. Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE, Souza JF de, Jorge JH (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.
199. Salama F, Al-khunaini N, Al-Rashed S, Abou-Obaid A, Elsharawy M (2017). Effect of different denture cleansers on surface roughness of acrylic denture base materials. *Int J Contemp Res Rev* 35: 14–20.

200. Davi LR, Felipucci DNB, Souza RF de, Bezzon OL, Lovato-Silva CH, Pagnano VO, Paranhos H de FO (2012). Effect of denture cleansers on metal ion release and surface roughness of denture base materials. *Brazilian dental journal* 23: 387–393.
201. Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P (1995). Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dental Materials* 11: 338–342.
202. Urban VM, Machado AL, Oliveira R V, Vergani CE, Pavarina AC, Cass QB (2007). Residual monomer of reline acrylic resins: Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. *Dental Materials* 23: 363–368.
203. Harrison Z, Johnson A, Douglas CWI (2004). An in vitro study into the effect of a limited range of denture cleaners on surface roughness and removal of *Candida albicans* from conventional heat-cured acrylic resin denture base material. *Journal of Oral Rehabilitation* 31: 460–467.
204. Tan C-M, Tsoi JK-H, Seneviratne CJ, Matinlinna JP (2014). Evaluation of the *Candida albicans* removal and mechanical properties of denture acrylics cleaned by a low-cost powered toothbrush. *Journal of prosthodontic research* 58: 243–251.
205. Izumida FE, Jorge JH, Ribeiro RC, Pavarina AC, Moffa EB, Giampaolo ET (2014). Surface roughness and *Candida albicans* biofilm formation on a reline resin after long-term chemical disinfection and toothbrushing. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1523–1529.
206. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D (1983). The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *Journal of dentistry* 11: 80–88.
207. Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Vergani CE, Giampaolo ET (2005). Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. *The Journal of prosthetic dentistry* 93: 171–176.
208. Deniz ŞT (2022). Protez temizleyicilerinin protez astar materyallerinin yüzey özelliklerine etkisi. *7tepe Klinik Dergisi* 18: 60–65.
209. Leite VMF, Pisani MX, Paranhos HFO, Souza RF, Silva-Lovato CH (2010). Effect of ageing and immersion in different beverages on properties of denture lining materials. *Journal of Applied Oral Science* 18: 372–378.

210. AL-Zaidi SH (2019). EFFECT OF AGING AND IMMERSION IN DIFFERENT SOLUTIONS ON SURFACE PROPERTIES OF DENTURE LINING MATERIAL.
211. Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH (1999). Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 82: 525–528.
212. Azevedo A, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Magnani R (2006). Effect of disinfectants on the hardness and roughness of relined acrylic resins. *Journal of prosthodontics* 15: 235–242.
213. Ochi N, Yamane H, Honda Y, Takigawa N (2018). Accidental aspiration of denture cleanser tablets caused severe mucosal edema in upper airway. *The Clinical Respiratory Journal* 12: 291–294.
214. Jnanadev KR, Satish Babu CL, Shilpa Shetty S, Surendra Kumar GP, Sheetal HS (2011). Disinfecting the acrylic resin plate using electrolyzed acid water and 2% glutaraldehyde: a comparative microbiological study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 11: 36–44.
215. Koroğlu A, Şahin O, Dede DÖ, Deniz ŞT, Sever NK, Özkan S (2016). Efficacy of denture cleaners on the surface roughness and *Candida albicans* adherence of sealant agent coupled denture base materials. *Dental materials journal* 35: 810–816.
216. Haselden, Hobkirk, Pearson (1998). A comparison between the wear resistance of three types of denture resin to three different dentifrices. *Journal of oral rehabilitation* 25: 335–339.
217. Sumi Y, Miura H, Sunakawa M, Michiwaki Y, Sakagami N (2002). Colonization of denture plaque by respiratory pathogens in dependent elderly. *Gerodontology* 19: 25–29.
218. Radford DR, Sweet SP, Challacombe SJ, Walter JD (1998). Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *Journal of dentistry* 26: 577–583.
219. Kang SH, Lee HJ, Hong SH, Kim KH, Kwon TY (2013). Influence of surface characteristics on the adhesion of *Candida albicans* to various denture lining materials. *Acta Odontologica Scandinavica* 71.

220. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical oral implants research* 17: 68–81.
221. Huh J-B, Lim Y, Youn H-I, Chang BM, Lee J-Y, Shin S-W (2014). Effect of denture cleansers on *Candida albicans* biofilm formation over resilient liners. *The journal of advanced prosthodontics* 6: 109–114.

