



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI DEZENFEKTAN SOLÜSYONLARININ
AKRİLİK KAİDE MADDESİNİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİ**

Sebile ALTINTAŞ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. A. Cavidan AKÖREN**

**ANKARA
2020**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI DEZENFEKTAN SOLÜSYONLARININ
AKRİLİK KAİDE MADDESİNİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİ**

Sebile ALTINTAŞ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. A. Cavidan AKÖREN**

**ANKARA
2020**

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Farklı Dezenfektan Solüsyonlarının Akrilik Kaide Maddesinin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan laboratuvar çalışması tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir. Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı: Sebile ALTINTAŞ

Tarih: 16/12/2020

İmza:

KABUL VE ONAY

ANKARAÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI UZMANLIK TEZ PROGRAMI

Sebile ALTINTAŞ tarafından hazırlanan “Farklı Dezenfektan Solüsyonlarının Akrilik Kaide Maddesinin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi” isimli tez çalışması aşağıdaki jüri üyerleri tarafından UZMANLIK TEZİ olarak OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile kabul / ret edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 24.12.2020

Prof. Dr. A. Cavidan AKÖREN
Ankara Üniversitesi
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Yasemin KESKİN
Ankara Üniversitesi
Üye

Prof. Dr. Gülfem ERGÜN
Gazi Üniversitesi
Üye

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı tarafından onaylanmıştır.

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Dekanlığı

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Protez Kaide Materyalleri	2
1.1.1. Protez Kaide Materyallerinin Tarihsel Gelişimi	2
1.1.2. İdeal Bir Protez Kaide Maddesinden Beklenen Özellikler	3
1.2. Polimerizasyon ve Polimerler	5
1.2.1. Kondenzasyon (Yoğunlaşma) Polimerizasyonu	6
1.2.2. Katılma Polimerizasyonu	6
1.2.3. Polimerlerin Sınıflandırılması	7
1.2.3.1. Polimerlerin İşleme Yöntemlerine Göre Yapılan Sınıflandırma	7
1.2.3.1.1. Termoplastikler	7
1.2.3.1.2. Termosetler	8
1.2.3.1.3. Elastomerler	8
1.3. Protez Kaidelerinin Sınıflandırılması	8
1.3.1. ISO 1567 Standardına Göre Yapılan Sınıflandırma	8
1.3.2. Polimerizasyon Tipine Göre Yapılan Sınıflandırma	9
1.3.2.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler	9
1.3.2.1.1. Polimetil Metakrilat (PMMA)	10
1.3.2.1.2. PMMA'nın Polimerizasyon Safhaları	13
1.3.2.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Konvansiyonel Akrilik Rezinler	14
1.3.2.3. Enjeksiyon Kalıplama Tekniği ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler	14
1.3.2.4. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler	14
1.3.3. Prepolimerize Akrilik Rezin Bloklar	15
1.4. Çapraz Enfeksiyon	15
1.4.1. Protez Temizleme Yöntemleri	17
1.4.1.1. Mekanik Yöntemler	17
1.4.1.2. Kimyasal Yöntemler	19
1.4.1.2.1. Alkalen Peroksitler	19
1.4.1.2.2. Gluteraldehit	20
1.4.1.2.3. Klorheksidin	20
1.4.1.2.4. Perasetik Asit	21
1.4.1.2.5. Sodyum Hipoklorit	22
1.4.1.2.6. Alkol	23
1.4.1.2.7. Kuarternar Amonyum Bileşikler	23
1.5. Yüzey Pürüzlülüğü	24

2. GEREÇ ve YÖNTEM	26
2.1. Kullanılan Materyaller	26
2.1.1. Akrilik Örneklerin Hazırlanması	26
2.1.2. Dezenfeksiyon Solüsyonları	28
2.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	30
3. BULGULAR	32
4. TARTIŞMA	38
5. SONUÇLAR	49
ÖZET	50
SUMMARY	51
KAYNAKLAR	52
ÖZGEÇMİŞ	64



ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen, akademik bilgi ve birikimini benimle paylaşan çok değerli danışman hocam Prof. Dr. A. Cavidan AKÖREN'e,

Tez sürecimde bilgileriyle destek olan değerli hocam Prof. Dr. Yasemin KESKİN'e,

Uzmanlık eğitimim süresince her konuda danıştığım ve tanıdığım için kendimi şanslı hissettiğim Doç. Dr. Fehmi GÖNÜLDAŞ'a,

Beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum ve Ankara'da geçirdiğim süre boyunca hep yanımda olan Dt. İrem ÜÇÜNCÜ, Dt. Kübra KİRİŞCİ, Dt. Gökhan ÇİÇEKÇİ, Dt. Hacer ERTÜRK AKYEL, Dt. Özge ÖNCÜ YENİAY ve Uzm. Dr. Ümran YILMAZ'a,

Tez örneklerimin hazırlanmasında yardımcı olan fakülte personellerimiz Cemil ŞEKER ve Gülseren SOYTEKİN'e,

Farklı şehirlerde olsalar da hep yanımda hissettiğim ve her derdimi paylaştığım canım arkadaşlarım Uzm. Dt. Kübra ERDEM, Uzm. Dt. Şule Nur MACİT, Emel ÖZTÜRK ve Deniz TINAZCI'ya,

Hayatım boyunca maddi manevi her konuda beni destekleyen, verdiğim her kararda sorgusuz sualsiz yanımda olan biricik annem ve babam, Ayşe ve Hüseyin ALTINTAŞ ile en değerlim Melek ALTINTAŞ'a,

En içten teşekkürlerimi sunarım...

SİMGELER ve KISALTMALAR

° C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
%	Yüzde
AFM	Atomik kuvvet mikroskobu
ANOVA	Tekrarlayan Ölçümlü Varyans Analizi
C	Konsantrasyon
CHX	Klorheksidin
Cl	Klor
dk	Dakika
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
H	Hidrojen
H ₂ O ₂	Hidrojen peroksit
ISO	International Organization of Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MMA	Metil metakrilat
N	Azot
NaOCl	Sodyum hipoklorit
O	Oksijen
PEMA	Polietil metakrilat
PMMA	Polimetil metakrilat
QAC	Kuarterner amonyum bileşikleri
Ra	Roughness average (Pürüzlülük değeri)
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
sn	Saniye
V	Hacim
WHO	World Health Organization (Dünya Sağlık Örgütü)

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Mum örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp	26
Şekil 2.2. Muflaya yerleştirilen mum örnekler	27
Şekil 2.3.. Mum atımı sonrası elde edilen negatif boşluklar	27
Şekil 2.4. Tesviyesi tamamlanmış akrilik örnekler	28
Şekil 2.5. Hazırlanan örneklerin solüsyonlarda bekletilmesi	30
Şekil 2.6. Profilometrenin kalibre edilmesi	31
Şekil 2.7. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümü	31
Şekil 2.8. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün M2 cihazında elde edilen değerleri	31
Şekil 3.1. Distile su için günlere göre ortalama Ra değerleri	34
Şekil 3.2. Perasetik asit için günlere göre ortalama Ra değerleri	35
Şekil 3.3. Klorheksidin için günlere göre ortalama Ra değerleri	35
Şekil 3.4. Sodyum hipoklorit için günlere göre ortalama Ra değerleri	36
Şekil 3.5. Zeta 7 solüsyonu için günlere göre ortalama Ra değerleri	37
Şekil 3.6. Tüm solüsyonlara zamanlara göre ortalama Ra değerleri	37

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan akrilik kaide materyali içeriği ve firma bilgisi	27
Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan dezenfeksiyon solüsyonlarının uygulandığı süre ve üretici firmaları	28
Çizelge 3.1. Dezenfeksiyon solüsyonlarının zamanlara göre Ra bakımından karşılaştırılmasına ilişkin 2 Faktörlü Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi sonuçları	32
Çizelge 3.2. Ortalama Ra değerleri bakımından dezenfeksiyon solüsyonlarının ve zamanların tanıtıcı istatistikleri	33

1. GİRİŞ

Günümüzde bulaşıcı hastalıkların yayılması konusunda artan bir endişe vardır. Klinik işlemler dışındaki çapraz bulaşmanın çeşitli yolları hakkında daha fazla farkındalık oluşmaya başlamıştır. Hastalar diş hekimliği ve tıp uzmanının asepsi yaklaşımını incelemeye daha sorgulayıcı hale gelmiştir. Sağlık personellerinde, özellikle diş hekimliği alanında çalışanlarda, mikrobiyal çapraz kontaminasyon riski de yüksek düzeydedir. Protez laboratuvarlarında çapraz kontaminasyon riskini bildiren birçok çalışma vardır (Li ve ark., 2004) .

Akrilik rezinlerin diş hekimliğinde tam protezler, hareketli bölümlü protezler, diş veya implant destekli overdenture'lar, ortodontik apareyler, stentler, implant ameliyatlarında kullanılan cerrahi kılavuzlar ve geçici kuronlar için geniş bir uygulama alanı bulunmaktadır. Protetik apareyler, ağız dokularının rahatlığını ve sağlığını korumak, mikroorganizmaların kolonizasyonu, plak birikimi ve lekelenmesini önlemek için pürüzsüz ve son derece parlak bir yüzeye sahip olmalıdır (Craig ve ark., 2014).

Artan pürüzlülüğe sahip yüzeyler mikroorganizmalar ve organik maddeler için tutunma alanı oluşturarak temizlenebilirliği azaltmaktadır (Verran ve Boyd, 2001; Verran ve ark., 2014). Yüzey pürüzlülüğü, bakteri plağının tutulmasını ve renklenmeyi etkilemesi sebebiyle ağız sağlığını olumsuz etkilediği için önemli bir parametredir (Gungor ve ark., 2014; Jefferies, 2007).

Hareketli protezlerin; üretim aşamaları dışında, hastaların protezlerini kaza ile düşürmeleri, fonksiyon sırasında protezin kırılması, kullanılan plastik dişlerin kırılması ya da düşmesi gibi tamir işlemleri için dental laboratuvarlara iletilmesi gerekmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010).

Ağızdaki protezler, hem patojenik hem de patojenik olmayan mikroorganizmalar için uygun bir yaşam alanı oluşturmaktadır (Agostinho ve ark.,

2004). Bu nedenle, bu protezler mikroorganizmaların hastalardan, diş hekimi ve laboratuvar personeline transferi için bir ortam yaratmaktadır. Çapraz kontaminasyonu önlemek ve protez hijyenini iyileştirmek için protez dezenfeksiyonu zorunludur (Bhathal ve ark., 2018).

Protezlerin dezenfeksiyonu sırasında temas ettiği solüsyonların akrilik rezin üzerinde farklı etkilere sahip olduğu belirtilmiştir (Machado, 2009; Rodrigues, 2004).

1.1. Protez Kaide Materyalleri

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

1.1.1. Protez Kaide Materyallerinin Tarihsel Gelişimi

Tarihsel gelişimine bakıldığında geçmişten günümüze protez kaidelerinin yapımında pek çok farklı materyal kullanılmıştır. Başlangıçta 1800’lü yılların sanatı olan el oyması ile fildişi, kemik, tahta gibi doğal materyaller kullanılarak kaideler oluşturulmuş, daha sonra döküm ve işleme yöntemlerinin gelişmesiyle birlikte bunlara porselen, metal ve metal alaşımlarından elde edilen kaideler de eklenmiştir. Ancak bu gelişmelere rağmen estetik ve fiziksel beklentiler karşılanamamıştır. Yapım aşamalarının uzun sürmesi, el yeteneği gerektirmesi ve dolayısıyla pahalı olmaları, daha ucuz, doku uyumu ve mekanik özellikleri daha iyi bir kaide materyali arayışına sebep olmuştur (O’Brien, 2002).

1839’da Dr. Charles Goodyear doğal kauçuğu sülfürle karıştırarak ‘Vulkanit’ olarak adlandırılan vulkanize kauçuğu bulmuştur. 1854 yılında Thomas Evan ilk vulkanit protez kaidesini yapmıştır. Kolay kalıplanıp şekillendirilebilen bir

termoplastik materyal oluşu, tükürükle reaksiyona girmemesi ve çözünmemesi, uzun yıllar çiğneme kuvvetlerine dayanabilmesi gibi avantajlara sahip olmasına karşın koyu kahverengi ve opak oluşu nedeniyle estetik beklentileri karşılayamamıştır. 1869 yılında vulkanite alternatif olarak daha ucuz ve daha doğal bir renge sahip olan ‘sellüloid’ geliştirilmiş ancak zamanla şekil değiştirmesi, kötü kokması ve renk değiştirmesi yüzünden terk edilmiştir. 1891’e kadar Vulkanit yaygın protez kaide materyali olarak kullanılmıştır. Ancak bu materyallerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin yeterli olmaması sebebi ile yeni materyal arayışlarına gidilmiştir (Rueggeberg, 2002).

1910’dan 1950’ye kadar olan dönem ‘termoplastik dönem’ olarak adlandırılabilir. Sonrasında polimer teknolojisi ilerlemiş ve çapraz bağlı polimerler bulunmuştur. Yüzyılın ilk otuz yılında günümüzde de çeşitli alanlarda hala kullanılmakta olan yeni materyaller geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları polistren, polivinil, akrilik, poliamid ve epoksi rezindir (O’Brien, 2002; Rueggeberg, 2002).

İlk olarak 1936 yılında polimetil metakrilat (PMMA) protez kaide materyali olarak ‘Vernonite’ ismiyle piyasaya sunulmuştur. 1946 yılına gelindiğinde protez kaide materyali piyasasının %95’ine PMMA akrilik rezinler hakim olmuştur. Günümüzde de en yaygın kullanılan protez kaide materyallerinden biridir (Craig ve ark., 2019).

Günümüze kadar, gelişimini hızla sürdüren polimer teknolojisi sayesinde, fiziksel ve kimyasal özellikleri gün geçtikçe gelişen polimerler, diş hekimliğinin her alanında yaygın kullanım alanları bulmuştur (Craig ve ark., 2019).

1.1.2. İdeal Bir Protez Kaide Maddesinden Beklenen Özellikler

1. Çiğneme kuvvetleri karşısında yüksek elastikiyet modülüne sahip olmalıdır, bu sayede protezin ince hazırlanması gereken bölgeleri gelen kuvvetlere daha dirençli olabilir.

2. Güçlü ve sert olmasının yanında materyalin tesviye işlemlerinde kolay şekillendirilmelidir.
3. Yutkunma ve çiğneme gibi tekrarlayan kuvvetlere karşı yeterli yorgunluk dayanımına sahip olmalıdır.
4. Kolay temizlenebilmeli ve fonksiyon esnasında aşınmaya karşı dirençli olmalıdır.
5. Yapay dişler ile benzer ısı genleşme katsayısına sahip olmalıdır.
6. Düşük su emme oranına sahip olmalı ve ağız sıvılarına karşı geçirgenliği az olmalıdır.
7. Artık monomer miktarı en az olmalı ve ağız dokuları için toksik madde içermemelidir.
8. Yapay dişler ile protez kaidesi arasında iyi bir kimyasal bağlantı oluşturabilmelidir.
9. Şekil ve boyut değişikliğine uğramadan tamiri mümkün olmalı, astarlama ve rebazaj işlemi kolayca yapılabilmelidir.
10. Kolay cilalanabilmeli ve ağız dokuları ile uyumlu renk ve görünüşte olmalıdır. İyi estetiğe sahip olması için kaide maddesi ışığı geçirgen olmalıdır. Klinik kullanımı sırasında rengi değişmemelidir.
11. Kırılmaya karşı dirençli olmalı, çarpma dayanıklılığı yüksek olmalıdır. Protez yere düştüğü zaman kırılmamalıdır.
12. Hafif olmalıdır.
13. Boyutsal olarak stabil olmalı ve ağız sıvıların içinde ya da oda sıcaklığında boyutsal stabilitesini koruyabilmeli ve yüzey detaylarını iyi vermelidir.
14. Radyopak olmalıdır.
15. Bakteri emilimine karşı dirençli olmalıdır.
16. Isı iletkenliği iyi olmalıdır. Hastalar sıcak ve soğuk uyarıları iyi algılayabilmelidir.

17. Raf ömrü uzun ve ekonomik olmalıdır (Alhareb ve ark., 2016; Chen ve Liang, 2004; Oei ve ark., 2012).
18. Lekelenmeyi ve mikrobiyal tutulumu azaltmak için yüzey düzensizliği ve porozite olmamalı (Jagger ve ark., 2002).

1.2. Polimerizasyon ve Polimerler

Organik malzemeler; polimerler olarak bilinen plastikler, elastomerler ve fiberlerdir. Bunlar karbonun (C); hidrojen (H), klor (Cl), oksijen (O), azot (N) gibi metal olmayan elementlerle meydana getirdiği büyük moleküllü organik bileşiklerdir. Modern teknolojinin her alanında kullanılmaya başlayan polimerler, yaygın deyiimiyle plastikler modern çağ etkinliklerinin temelinde yatmaktadır. Polimerler normal sıcaklıkta katı halde bulunan, basınç ve sıcaklıkla mekanik olarak veya kimyasal yolla şekillendirilebilen ve kalıplanabilen, molekül ağırlığı yüksek, kompleks organik molekül zincirleridir (Çevik, 2013).

Polimerlerin dış hekimliğindeki önemini ve kullanım alanlarını daha iyi değerlendirebilmek için, öncelikli olarak bilinmesi gereken kavramlardan biri de polimerizasyon işlemidir. Polimer terimi, birçok basit molekülden yapılmış makro molekül anlamına gelir. Latince poli: çok, mer: parça anlamına gelmektedir. Buradan da anlaşılacağı gibi polimerler çok parçadan oluşmuş moleküllerdir. Polimer yapısındaki en basit yapısal üniteye “monomer” denir. Monomerler; kaynama noktası 100 °C olan, düşük molekül ağırlıklı, şeffaf, uçucu ve uzun süre solunduğunda toksik olabilen sıvılardır. Çok sayıda monomer, birleşerek yüksek molekül ağırlıklı polimerleri meydana getirir. Bu kimyasal birleşme reaksiyonuna da “polimerizasyon” adı verilir. Bu reaksiyon sonucunda sıvı monomerler katı polimerler haline dönüşür. Polimerizasyon bir seri kondenzasyon reaksiyonu veya basit bir katılma reaksiyonu ile gerçekleşir (Craig ve ark., 2019).

1.2.1. Kondenzasyon (Yoğunlaşma) Polimerizasyonu

İki veya daha fazla sayıdaki basit molekül arasında meydana gelen kimyasal reaksiyonların tekrarı şeklindedir. Ana moleküllerin reaksiyonu sonucunda esas polimer yapısının yanı sıra su, amonyak veya hidrojen klorid gibi yan ürünler meydana gelir. Yüksek moleküler ağırlıklı polimer elde edebilmek için yan ürünlerin ortamdan uzaklaştırılması gerekmektedir, bu nedenle kondenzasyon polimerizasyon reaksiyonu diş hekimliğinde sık kullanılmaz (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.2.2. Katılma Polimerizasyonu

Kondenzasyon polimerizasyonunun aksine katılma polimerizasyonunda herhangi bir yan ürün oluşmaz. Monomer ve polimer aynı formüle sahip olduğundan ufak birimlerin veya monomerlerin defalarca tekrarlanmasıyla polimerler oluşur. Kondenzasyon polimerizasyonunda olduğu gibi katılma polimerizasyonunda da sınırsız büyüklükte dev moleküller oluşur. Monomerler aktif bir merkezden başlayarak teorik olarak baş başa eklenip yeterli monomer sağlandığı sürece sonsuza kadar büyüyebilirler (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Diş hekimliğinde katılma polimerizasyonu ile hazırlanan ve sıklıkla kullanılan polimerler polivinilklorid, polimetilmetakrilat, polistiren ve polietilendir (Craig ve ark., 2019).

Diş hekimliğinin birçok alanında polimerler önemli yer tutmaktadır. Polimerlerin farklı özellikleri diğer materyallerle gerçekleştirilmesi mümkün olmayan bir dizi klinik uygulamaya izin vermektedir. Yaygın olarak kullanılan aljinat, polieter, polisüfit ve silikon esaslı ölçü materyalleri birer polimerdir. Akrilik dişler, simanlar, doku düzenleyiciler, day materyalleri diğer polimer uygulamalarıdır. Bununla birlikte polimerler esas olarak tam protezler ve bölümlü protezlerde kaide materyali olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde, protez kaidesi, plastik yapay dişler, protez astarları, doku düzenleyiciler, kompozit restoratif materyaller, fissür

örtücüler, ölçü materyalleri, geçici restorasyonlar, maksillofasiyal protezler, yer tutucular, simanlar ve adezivlerin elde edilmesinde farklı tipteki polimerler geniş kullanım alanı bulurlar (O'Brien, 2008).

1.2.3. Polimerlerin Sınıflandırılması

Heterojen ve kompleks yapılarından dolayı polimerlerin kesin bir sınıflandırmasını yapmak mümkün değildir (Anusavice ve ark., 2012). Polimerlerin çeşitli özellikleri dikkate alınarak değişik sınıflamalar yapılmıştır.

1.2.3.1. Polimerlerin İşleme Yöntemlerine Göre Yapılan Sınıflandırma

1. Termoplastikler
2. Termosetler
3. Elastomerler olmak üzere üç ana gruba ayrılırlar (McCabe ve Walls, 2013).

1.2.3.1.1. Termoplastikler

Isı ve basınç altında plastik özelliklerini daima koruyan, bu şartlar altında yumuşayıp akan ve soğutulduğunda sertleşebilen yani katı halini geri alabilen plastiklerdir. Isı ve basınç altında defalarca değişik şekiller vermek mümkündür. Termoplastik polimerler şekil değiştirme sırasında hiçbir kimyasal değişikliğe uğramazlar ve uygun çözücülerde çözünebilirler. Termoplastik grubunu içeren en önemli plastikler akrilikler, polivinil akrilikler, PMMA, naylon, polistiren, polietilen, karbonflorür, selülozikler ve vinillerdir. Çok geniş alanlarda amaca uygun farklı termoplastik polimer kullanmak mümkün olmaktadır (Anusavice ve ark., 2012).

1.2.3.1.2. Termosetler

Kimyasal bir reaksiyon sonucu farklı bir bileşim meydana gelen, dolayısıyla bir kez ısı ve basınç altında şekillendirildikten sonra, tekrar şekillendirilemeyen plastiklerdir. Isı ve basınç işleminden sonra katı, sert ve plastik olmayan bir madde elde edilir ve polimerizasyondan sonra ilk yapıdan kimyasal olarak farklı bir yapı meydana gelir. Termosetler polikondenzasyon ile elde edilirler ve genellikle çapraz bağlı yapıya sahiptirler. Çözünemezler, suda erimezler ve yanıcı değildirler. Bu plastiklerde polimerizasyon işlemi, malzemeyi ihtiva eden monomerin bir araya getirildiği reaktörde başlar ve kalıplama işlemi sırasında biter. Polimerize olduktan sonra sertleşir ve çabuk kırılırlar (Anusavice ve ark., 2012; Powers ve Wataha, 2014).

1.2.3.1.3. Elastomerler

Üç boyutlu ağ yapısı oluşturarak, yüksek elastiklik gösteren polimerlerdir. Termoplastik polimerlerin bir alt grubu sayılabilirler. Çekme kuvveti altında çok yüksek oranda uzama gösteren ve kuvvet kaldırıldığında anında ilk uzunluğuna dönen, çapraz bağlanmış kauçuğumsu polimerlere ya da başka bir deyişle kauçuğumsu ağ yapılara, elastomer adı verilir (Bhomwick ve Stephens, 2001).

1.3. Protez Kaidelerinin Sınıflandırılması

1.3.1. ISO 1567 Standardına Göre Yapılan Sınıflandırma

Protez kaide materyali olarak kullanılan polimerler ISO 1567 standartına göre ise şu şekilde sınıflandırılmıştır:

Tip 1: Isı ile polimerize olan polimerler

Sınıf 1: Toz ve sıvı

Sınıf 2: Plastik pat

Tip 2: Otopolimerizan polimerler

Sınıf 1: Toz ve sıvı

Sınıf 2: Toz ve sıvı akışkan rezinler

Tip 3: Termoplastik toz içerenler

Tip 4: Işık ile polimerize olan polimerler

Tip 5: Mikrodalga ile polimerize olan polimerler (ISO, 1999).

1.3.2. Polimerizasyon Tipine Göre Yapılan Sınıflandırma

- 1) Isıyla polimerize olan akrilik rezinler
 - a) Konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilik rezinler
 - i) Doldurucusuz akrilik rezinler
 - ii) Güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - Karbon ile güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - Polifiber ile güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - b) Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak polimerize olan rezinler
- 2) Kimyasal yolla polimerize olan akrilik rezinler
 - a) Konvansiyonel akrilik rezinler
 - b) Akışkan akrilik rezinler
 - c) Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılan akrilik rezinler
- 3) Işık ile polimerize olan akrilik rezinler
- 4) Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (Çalikkocaoğlu, 2010).

1.3.2.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Resinler

Başlatıcının dekompozisyonu için ısı gerektiren rezinler “ısı ile polimerize olan rezinler” olarak adlandırılır. Genel olarak akrilik rezinlerin 65-70 °C’de ısıtılması polimerizasyon reaksiyonunun başlaması için yeterlidir. Günümüzde hemen hemen

tüm protez kaidelerinin yapımında ısı ile polimerize olan akrilik rezinler kullanılmaktadır. Bu materyallerin polimerizasyonu için gerekli ısı enerjisi suda kaynatma yoluyla veya mikrodalga fırını kullanılarak sağlanır. Isı ile polimerize olan rezinler genelde toz-likit formunda kullanıma sunulmuşlardır. En çok kullanılan polimetilmetakrilattır. Likit yani monomer saf metilmetakrilattan (MMA) oluşur. Bundan başka polistren, vinil kopolimerleri vs. kullanılır (Anusavice ve ark., 2012; Kwon ve ark., 2012).

PMMA, protez kaidesi olarak gerekli özellikleri karşılayabildiğinden, tam ve hareketli protez üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Çiğneme kuvvetlerine yeterli direnç, sıvılarda düşük çözünürlük özellikleri, uygulama ve tamir kolaylığı gibi önemli avantajları vardır (O'Brien, 2008). Bununla birlikte, bazı hastalarda alerjik reaksiyonlara sebep olması, düşük darbe ve yorgunluk direnci alternatif malzeme arayışına yol açan faktörlerdir (Uçar ve ark., 2013).

1.3.2.1.1. Polimetil Metakrilat (PMMA)

PMMA, şeffaf bir reçine olup ultraviyole altında 250 nm dalga boyuna kadar olan ışığı geçirir. PMMA, oldukça kararlı bir polimerdir, ultraviyole ışıktaki renklenmez. (Anusavice ve ark., 2012).

PMMA, su emme eğilimi gösterir (Arıkan ve ark., 2010). Kristalin olmayan yapısı yüksek iç enerjiye sahip olduğundan moleküler difüzyon gerçekleşebilir. Ayrıca polar karboksil gruplar, hidrojen köprüleri oluşturabilir. Bunlar genelde toz, sıvı veya jel halinde bulunurlar; ancak en yaygın kullanımı toz-sıvı kombinasyonudur (Anusavice ve ark., 2012).

Toz (Polimer)

PMMA tozu; PMMA blokların öğütülmesi ile elde edilen, küçük, şeffaf, küresel tanecikler şeklindedir. Polimer tanecikleri düzensiz yapıda olabilir (Anusavice ve ark., 2012). Polimerleşmeyen bir sıvı içerisinde ısıtılarak metil metakrilat monomerin polimere dönüşmesi ile elde edilir (O'Brien, 2008).

PMMA toz yapısı içeriğinde genel olarak; akrilik kopolimer ya da polimer taneleri, reaksiyon başlatıcı maddeler, pigment ve boyalar, opak maddeler, elastomerleştirici maddeler, organik ve inorganik lifler bulunur (Çalikkocaoğlu, 2010; Powers ve Wataha, 2014).

Kimyasal olarak ana madde PMMA'dır. Buna ilave olarak etil, metil, bütül ve diğer akrilik metakrilatlar eklenerek modifiye edilebilirler. Reaksiyon başlatıcı maddeler genellikle benzoil peroksit veya diizobutilazonitrildir. Benzoil peroksit tozda % 0,5-1,5 oranında bulunur. Bunlar herhangi bir değişime uğramadan kimyasal reaksiyonun ilerlemesine yardımcı olan ajanlardır (Powers ve Wataha, 2014). Likit içerisinde bulunan inhibitörün etkisini azaltıp polimerizasyonu hızlandırırlar (Zaimoğlu ve ark., 1993). PMMA taneciklerinin monomerde çözünürlüğünü arttırmak için dibütül fitalat maddesi eklenir (O'Brien, 2008).

PMMA gibi saf polimerler şeffaftırlar ve geniş bir renklendirme imkanı vardır. Dokulara benzer rengi elde edebilmek için merkürük sülfid (kırmızı), kadmiyum sülfid (sarı), kadmiyum selenit, ferik oksit (kahverengi), civa sülfid veya karbon siyahı gibi bileşikler ilave edilmektedir. Bu pigmentler polimer tanecikleri ile fiziksel olarak karıştırılmaktadırlar (Çalikkocaoğlu, 2010).

Pigmentler dışında titanyum dioksitle kuvvetlendirilmiş çinko veya titanyum oksit opaklaştırıcı olarak kullanılır. Naylon veya akrilik fiber gibi boyanmış sentetik lifler ağız mukozasının altındaki küçük damarları taklit etmek için protez materyaline ilave edilebilirler (Çalikkocaoğlu, 2010).

Protez kaide maddelerinin pek çoğu X ışınlarına karşı geçirgendir. Bazı protez kaide maddelerinin radyoopaklığını arttırmak için baryum gibi ağır metal bileşenleri katılmıştır (Çalikkocaoğlu, 2010). Materyale yeterli radyoopaklık vermek için ağırlığının %20'si kadar bu bileşiklerden katmak gerekmektedir, bu durumda maddenin mekanik dayanımı azalmakta ve protezin estetik bakımdan görüntüsü olumsuz etkilenmektedir (Rawls ve ark., 1990).

Likit (Monomer)

Toz-likit tipindeki akrilik reçinenin likidi genellikle metil metakrilat (MMA) tır. Likidin temel yapısını oluşturan MMA, doğal olarak petrolden elde edilen şeffaf, suda çözünmeyen, viskozitesi düşük, erime noktası -48°C , kaynama noktası $100,8^{\circ}\text{C}$ olan, renksiz, toksik, yanıcı, yüksek buhar basıncı olan ve uçucu özellikte bir organik çözücüdür (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2008).

MMA bazı değişik monomerlerin ilavesiyle modifiye edilmiş olabilir. Bu monomerler ısı, ışık veya az miktarda oksijen ile polimerize olabildiklerinden likide yeterli raf ömrü sağlayacak inhibitörler ilave edilir. Çabuk polimerizasyonu önlemek için en çok kullanılan madde hidrokinondur. Bu da %0,003 ile %0,1 konsantrasyonda kullanılır (Çalikkocaoğlu, 2010).

Oda ısısında polimerizasyonunu sağlayabilmek için ısıdan başka bir kimyasal hızlandırıcı olan tersiyer (üçüncül) aminler ilave edilir. Yaygın olarak kullanılan aminler N, N-dimetil-para-toluidin ve N, N-dihidroksietil-para-toluidin'dir. Monomer içeriğinde yaklaşık %1 oranında bulunur. Kimyasal katalizör katılmış elastomerler kendi kendine sertleşen otopolimerizan (self-curing), soğuk akrilik (cold-curing) veya otopolimerizan akrilik olarak bilinirler (Çalikkocaoğlu, 2010).

Plastizörler bazen daha yumuşak ve daha esnek bir polimer elde etmek için kullanılırlar. Bunlar genellikle dibutil ftalat gibi nispeten düşük moleküler ağırlıklı esterlerdir (Anusavice ve ark., 2012).

MMA monomeri içine çapraz bağlama ajanı olarak da genellikle etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) eklenir. EGDMA, reçinenin çatlama, darbe, yorulma ve ısıya karşı direnci ile beraber sertliğini arttırıp, çözünürlüğünü azaltarak, son ürünün fiziksel özelliklerini geliştirir (Lung ve Darvell, 2007).

1.3.2.1.2. PMMA’ın Polimerizasyon Safhaları

MMA, polimer ile temas halinde hızla polimer küreciklerini ıslatarak onların hacimsel olarak şişmelerine sebep olur, polimerde boncuklar arası mesafe azalır, yakın olan boncuklar arasında etkileşim başlar. Her ne kadar monomer polimer taneciklerinin arasına iyice sızsa da tanecikler hiçbir zaman tam olarak çözünmez. Böylece monomer içerisinde polimer kısmen çözünmüş olur ve reaksiyon sonunda muflaya alma kıvamında hazır bir hamur meydana gelir. Toz ile sıvının bu fiziksel reaksiyonu sırasında en az dört safha mevcuttur (Çalikkocaoğlu, 2010)

1. Safha (ıslak kum safhası): Polimer yavaş yavaş monomer içerisinde dağılmaya başlar. Bu safhada karışım kumlu görünümde sıvı ve yapışkan olmayan bir kütle oluşturur.

2. Safha (liflenme safhası): Monomer polimerle etkileşir. Monomerin etkilediği polimer çözeltiye katılarak monomer içinde dağılır. Bu safhada karışım yapışkan bir hal alır.

3. Safha (hamur safhası): Monomer polimere etki ettikçe kütle çözelti içindeki polimer ile doyararak düzgün, hamurumsu bir şekil alarak yapışkanlığını kaybeder. Bu aşamaya hamur ya da jel safhası denir. Muflalama işlemi bu safhada yapılır.

4. Safha (elastomer safha): Monomer buharlaşarak veya polimer içine daha fazla diffüze olarak adeta yok olur. Kitle elastomer gibi bir kıvam alır. Artık kalıplanabilme özelliğini büyük ölçüde yitirmiştir ve muflalanamaz (Anusavice ve ark., 2012).

Polimerizasyon sonrası oluşan yapıya polimer denilebilmesi için üst sınır olmaksızın tekrarlanan monomer yapısının en az 100 olması gerekmektedir. Çünkü polimerizasyon tekrarlanan bir reaksiyondur ve sonsuza kadar devam etmektedir. Polimerizasyon olayı hiçbir zaman tamamlanmaz ve kütle içinde daima bir miktar

artık monomer kalmaktadır (Leggat ve Kedjarune, 2003; Lung ve Darvel, 2005; Lung ve Darvel, 2007). Artık monomer salımı için bir başka önemli faktör, protez kaidesinin yüzey durumudur. Yüksek parlaklıkta cilalanmış numuneler, cilalanmamış numunelere kıyasla önemli ölçüde azalmış monomer salınımı göstermektedir (Vallitu, 1996).

1.3.2.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Konvansiyonel Akrilik Rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler dışarıdan ısı uygulanmadan oda ısısında polimerize olabilen kaide maddeleridir. Genellikle soğuk akrilik, kendi kendine sertleşen veya otopolimerizan rezin ya da tamir akriliği olarak adlandırılırlar (Kwon ve ark., 2012). Yıldırım-Biçer ve arkadaşları (2014), ısıyla polimerize olan akrilik rezini otopolimerize akrilik rezinle karşılaştırmış ve otopolimerize akrilik rezin yüzeylerinin, ısıyla polimerize olan rezinlerden daha pürüzlü olduğunu bildirmiştir.

1.3.2.3. Enjeksiyon Kalıplama Tekniği ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Akrilik rezinler, yalnızca fiziksel ve kimyasal özelliklerini değil, aynı zamanda tam protezlerin yapımında laboratuvara yardımcı olmak için çalışma özelliklerini de geliştirmek üzere modifiye edilmektedir. Bunun bir örneği, enjeksiyon kalıplama tekniğidir. Bu teknik, polimerizasyon büzülmesinin ortadan kaldırılması prensibine dayanmaktadır (Parvazi ve ark., 2004).

1.3.2.4. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Genellikle mikrodalga polimerizasyonu çalışmalarında geleneksel rezinler kullanılmasına rağmen, bazı firmaların bu amaç için ürettikleri monomerin metil-etil metakrilat karışımı olduğu özel “mikrodalga rezinleri” bulunmaktadır. Bu rezinlere ürünün sertliğini ve aşınma direncini artırmak amacıyla etilen glikol dimetakrilat gibi

çapraz bağlayıcı ajanlar eklenmektedir (Pero ve ark., 2008). Polimerizasyon kaynağı olarak geleneksel bir mikrodalga fırın kullanılmaktadır (Rueggeberg, 2002).

1.3.3. Prepolimerize Akrilik Rezin Bloklar

CAD/CAD sistemlerinde kullanılan prepolimerize PMMA kaide blokları yüksek basınç ve ısı altında üretilmektedirler. Bu nedenle millenen protezlerde konvansiyonel yöntemde görülen büzülme problemi önlenmektedir. Bunun yanında blokların yüksek kondanzasyona sahip olmaları, artık monomer ve pörözite miktarını azaltmaktadır (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014; Liebermann 2015). Millemede pre-polimerize akrilik rezin bloklar kullanıldığından protezlerin uyumu ve dayanıklılığı daha iyidir. Protezlerde potansiyel mikroorganizmaların barınmasını azaltırken dirençli enfeksiyonları minimize etmektedir. Depolanmış digital veri nedeniyle protezlerin reproduksiyonu kolay olmaktadır. Klinik araştırmalarda tam protez ve implant destekli protezlerde standardizasyon daha iyi sağlanmaktadır (Bidra ve ark., 2013).

1.4. Çapraz Enfeksiyon

Dezenfeksiyon cansız nesneler üzerindeki bakteriyel sporlar dışındaki patojen mikroorganizmaların ortadan kaldırılmasını ifade eder. Bu yöntemde, patojenlerin tamamen ortadan kaldırılması her zaman mümkün değildir, ancak enfeksiyonla sonuçlanmaması için patojenlerin varlığını kabul edilebilir bir düzeyde azaltmaya yardımcı olur (Block, 2001; Rutala ve Weber, 2008).

Diş hekimliğinde enfeksiyon kontrolü, diş hekimlerinin ve hastaların maruz kaldığı riskle ilgili temel bir endişeyi temsil eder. Yirmi birinci yüzyılda tüm tıbbi alanlarda sağlanan ilerleme bağlamında, diş hekimliğinde son 10 yılda enfeksiyon kontrolünde belirleyici adımlar atılmıştır (Molinari, 2003).

Çapraz enfeksiyon, klinik bir ortamda hastalar ve personel arasında enfeksiyon ajanlarının bulaşması olarak tanımlanabilir (HumayunKaleem ve ark, 2014; Yüzbaşıoğlu ve ark., 2009). Bununla birlikte, protez prosedürleri, diş hekimi muayenehanesi ile diş laboratuvarı arasında belirli öğelerin manipülasyonu sırasında çapraz enfeksiyon için birçok fırsat sunmaktadır. Diş hekimi muayenehanesi ile diş laboratuvarı arasındaki etkili iletişim ve koordinasyon, hem sağlık personelinin hem de hastaların çapraz enfeksiyon riskini azaltmalı, aynı zamanda dezenfektanlara aşırı maruz kalma ve özel enfeksiyon kontrol protokollerinin gereksiz aşırı kullanımı nedeniyle protez malzemelerinin zarar görmesini önlemelidir (Vitalariu ve ark., 2015).

Dünya Sağlık Örgütü (WHO), Mart 2020'de koronavirüs 2019n-CoV / SARS-CoV-2'nin neden olduğu Covid-19'u pandemi ilan etmiştir. Bulaşma yolunun, damlacık yoluyla doğrudan bulaşma veya nazal, oral ve oküler mukoza ile temas yoluyla olabileceği belirtilmiştir. Çalışmalar tükürük yoluyla doğrudan ve dolaylı bulaşma gösterdiğini vurgulamaktadır. Asemptomatik hastalardan da bulaş mümkündür. Diş hekimliğinde hastalarla yüz yüze temas, dişhekimlerinin solunum yolu salgılarına, kana ve tükürüğe maruz kalması anlamına gelir. Dört yol tanımlanmıştır:

- Solunum salgılarına doğrudan maruz kalma
- Kontamine yüzeyler ve / veya aletlerle dolaylı temas
- Havadaki virüslerin askıya alınmasının solunması
- Öksürme ve maske olmadan konuşarak ortaya yayılan enfeksiyon içeren damlacıklar ve aerosollerle mukozal temas (Chen, 2020; Kampf ve ark., 2020).

Koronavirüsün metal, cam ve plastik yüzeylerde birkaç gün kalabileceği belirtilmektedir. Bu nedenle, diş hekimliği kliniklerindeki yüzeyler, hastaların tükürüğü ve / veya kanıyla enfekte aerosol için ortam oluşturduğundan, enfeksiyonun yayılmasına etkili bir yardımcı olabilirler. Koronavirüs, virülansını oda sıcaklığında

2 saatten 9 güne kadar aktif olarak koruyabilir. % 50 nemdeki aktiviteleri, % 30'dan önemli ölçüde yüksektir. Bu nedenle diş hekimliği kliniklerinde yüzeyleri temiz ve kuru tutmanın 2019-nCoV bulaşmasını önlemede önemli bir rol oynayacağı görülmektedir (Kampf ve ark., 2020).

Diş hekimliği pratiğinde hastalara işlem öncesi yaygın olarak kullandırılan klorheksidinin etkisinin 2019-nCoV'u ortadan kaldıracı olduğu henüz gösterilmemiştir. Bununla birlikte, % 1 hidrojen peroksit (H_2O_2) veya % 0,2 povidon-iyot içeren ağız gargaraları tavsiye edilmektedir (Xian Peng ve ark., 2020). Sodyum hipoklorit ($NaOCl$) (%0.1 ya da 1000 ppm yüzeyler için, %1 ya da 10.000 ppm ya da %1 kanlı yüzeyler için), %0,5 H_2O_2 , %62-71 etanol, fenolik ve kuaterner amonyum bileşikler (QAC) içeren ajanların dental işlemlerde dezenfeksiyon amacıyla kullanılabileceği belirtilmiştir (Fallahi ve ark., 2020).

1.4.1. Protez Temizleme Yöntemleri

Protezlerin temizlenmesinde kullanılan birçok yöntem vardır. Bu yöntemler mekanik (fırçalama, ultrasonik cihaz ve mikrodalga kullanımı) ve kimyasal (alkali peroksitler, enzimler, hipoklorit, asitler ve gargaralar) yöntemler olarak sınıflandırılabilir (Jagger, 2009).

1.4.1.1. Mekanik Yöntemler

Mikrodalga enerjisinin akrilik protezlerin dezenfekte edilmesinde, protez stomatit tedavisine ek olarak ve çapraz kontaminasyonu kontrol etmede etkili bir yöntem olduğu kanıtlanmıştır. Mikrodalga dezenfeksiyonunun, özel bir saklama gerektirmemesi, son kullanma tarihinin olmaması ve *Candida Albicans*'a direnç oluşturmaması bakımından protez dezenfeksiyonunda kimyasal solüsyonlar yerine kullanılabileceği belirtilmiştir (Banting ve Hill, 2001). Kaide materyali ve astarlama için kullanılan akrilik rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri, mikrodalga

dezenfeksiyonunun ardından değişmeden kalmalıdır (Novais ve ark., 2009). Bununla birlikte, Gonçalves ve ark. (2007), mikrodalga ile dezenfeksiyonun, akrilik kaidenin ve astar materyalinin fiziksel özelliklerini değiştirdiğini belirtmiştir. Pavarina ve ark. (2005) yaptığı çalışmada mikrodalga ile dezenfeksiyonun astar materyallerinin bükülme dayanımını azalttığını, Campanha ve ark. (2005) ise akrilik protez dişlerin yüzey sertliğini azalttığını göstermiştir. Mikrodalga dezenfeksiyonunun, ısı ile polimerize olan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı bulunmuştur (Machado ve ark., 2009; Sartori ve ark., 2009) .

Ultrasonik cihazlar, tıp ve diş hekimliği uygulamalarında, çoğunlukla dental veya cerrahi aletlerin dezenfeksiyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ultrasonla dezenfeksiyon, kavitasyon sırasında düşük basınçlı dalgaların ve küçük vakum kabarcıklarının oluşmasından kaynaklanır. Bu şekilde, mikroorganizmaların hücre zarlarını bozan güçlü kesme kuvvetlerine neden olur. Akrilik rezinlerin yüzeylerinden organik maddelerin çıkarılmasında çok başarılı olmasına rağmen, bakteriler duyarlılık açısından farklılık gösterir (Muscat ve ark., 2018).

En yaygın yöntem, protezi su ve sabun veya diş macunu ile fırçalamaktır. Bununla birlikte, bu prosedür akrilik rezinin aşınmasına sebebiyet verebilir. Fırçalamadan kaynaklanan yüzey aşınmasının büyüklüğü, kullanılan diş macununun aşındırıcılığı, fırçalama tekniği, kuvveti ve sıklığının yanı sıra protez temel malzemesinin sertliği gibi faktörlere bağlıdır (Oliveira ve ark., 2008). Özellikle çok yaşlı hastalar el manipülasyonunun zamanla azalmasına bağlı olarak, protez üzerindeki plağı uzaklaştırmada güçlük çekerler (Gornitsky ve ark., 2002). Bu nedenlerden dolayı, etkili protez temizliği için ideal bir günlük rutine kimyasal yöntemler eklenmelidir. İdeal bir protez temizleyici, protez üzerindeki mikroorganizmaları, plakları ve lekeleri yapısına zarar vermeden çıkarmalı, uygun maliyetli olmalı ve ağız mukozasına toksik etkisi olmamalıdır (Nikawa, 1999).

1.4.1.2. Kimyasal Yöntemler

Kimyasal Dezenfeksiyon: Protez malzemelerinin kimyasal dezenfeksiyonu, protez laboratuvarlarında diş hekimleri, hastalar, asistanlar ve teknisyenler arasında çapraz kontaminasyonu önlemek için etkili bir prosedür olmuştur (Orsi ve ark., 2011). Kimyasal dezenfeksiyon, protezin dezenfektan solüsyonlar içinde bekletilmesini ifade eder (Tunçdemir ve ark., 2018). Protezin kimyasal maddeler içeren solüsyonlarda bekletilmesi, akrilik yüzeyinin sertliğinde azalma ve pürüzlülüğün artması gibi olumsuz etkilere neden olabileceği belirtilmektedir. (Braun ve ark., 2003).

Kimyasal dezenfeksiyon sırasında, alkali peroksit, glutaraldehit, klorheksidin glukonat (CHX), perasetik asit, NaOCl, alkol ve kuarterner amonyum bileşikler (QAC) kullanılabilir (Azavedo ve ark., 2006; Chassot ve ark., 2006; Loxley ve ark., 2003; Pavarina ve ark., 2003; Rodrigues Garcia ve ark., 2004).

1.4.1.2.1. Alkali Peroksitler

En yaygın kullanılan protez temizleyicilerden olan alkali peroksitler, toz veya efervesan tablet şeklinde bulunurlar (Shay, 2000). Bu temizleyiciler, sodyum perborat veya perkarbonat gibi oksijen çıkaran maddelerin yanı sıra yüzey gerilimini azaltan trisodyum fosfat içerirler. Solüsyondan çıkan oksijen kabarcıkları sayesinde, kimyasal etkisinin yanında mikromekanik bir temizleme işlevi gerçekleştirirler (AL-Huraishi ve ark., 2013; Çakan ve ark., 2015).

Gornitsky ve ark. (2002), perborat içeren protez temizleyicilerin mikroorganizmalar üzerindeki kimyasal etkisi ile antimikrobiyal aktivitenin varlığını bildirmişlerdir. Bu temizleyicilerin kullanımı ile ilgili olarak yapılan çalışmalarda ve üretici firmanın talimatlarına göre 5-15 dk daldırma periyodunun yeterli görüldüğü açıklanmıştır. Efervesan temizleyiciler, 200 ml ılık musluk suyuna bir tablet eklenir ve protezler solüsyon içine konularak üreticinin talimatlarına göre bekletilir (Çakan ve ark., 2015; Durkan ve ark., 2013).

Arruda ve ark. (2015), alkali peroksitlerin; akrilik rezin veya metal alaşımlarının yzey sertliğini ve pürüzlülüğünü değiştirmediğini belirtmiştir. Uzun süreli kullanımları sonrasında, akrilik rezinin renginde ağarmaya ve protez yzeyinde değişikliklere sebep olması gibi olumsuz etkileri bildiren çalışmalar da mevcuttur. (Hong ve ark. 2009; Schwindling ve ark., 2014).

1.4.1.2.2. Gluteraldehit

Gluteraldehitler mikroorganizmaların protein yapısını denatüre ederek etki göstermektedirler (Kohn ve ark., 2003). Gluteraldehit %2'lik konsantrasyonda oldukça etkili bir dezenfektandır. Formaldehitten daha az irritandır ve sıklıkla hastanelerde, laboratuvarlarda cihaz dezenfeksiyonunda kullanılır. Geniş spektrumlu ve hızlı bakterisidal etki gösterir. Bakteriyel, fungal sporlar, mikobakteriler ve virüsler de dahil olmak üzere tüm mikrobiyota üzerinde yıkıcı etki gösterir (Block, 2001). Bunun yanı sıra aldehit içerikli dezenfektanlar karsinojen ve toksiktirler. Ayrıca aldehit içerikli dezenfektanlar klor bileşikleri ile karıştırıldığında toksik gaz oluşumuna neden olmaktadır ve sadece uzun süreli kullanımlarında sporisidal etki göstermektedir (Perçin ve Esen, 2009). Mikroorganizmalar üzerinde oldukça etkili bir dezenfektan olan %2'lik gluteraldehit solüsyonunun, protez kaideleri üzerinde 10 dk'lık bir sürede etkin bir dezenfeksiyon sağladığı bildirilmiştir (Felton ve ark, 2011).

1.4.1.2.3. Klorheksidin

Son yıllarda, klorheksidin (CHX) kullanımı tıbbın farklı alanlarında giderek daha yaygın hale gelmeye başlamıştır. CHX genellikle gargaralar, jeller, kremler veya diş macunları gibi farklı formölasyonlarda mevcuttur. Sayısız kompozisyon, çeşitli uygulamaları ve farklı kullanım alanlarını yansıtır (Haseeb ve ark., 2016; Zhou ve ark, 2016).

CHX, antiviral ajanların araştırılması sonucunda 1940'ların sonlarında geliştirilmiştir. Bununla birlikte CHX'in antiviral aktiviteden ziyade, antibakteriyel aktiviteye sahip olduğu bulunmuştur. CHX geniş antimikrobiyal spektrumlu genel dezenfektan olarak kullanılmaya başlanmıştır. Antimikrobiyal spektrumu, bakteriyel sporlar, lipofilik virüsler, mayalar ve dermatofitler dahil olmak üzere gram pozitif ve gram negatif organizmalar gibi mikrobiyallerin çoğunu içermektedir (Lim, 2008). Protez kaidelerinin dezenfeksiyonu amacıyla %2, %0,2, %0,12'lik konsantrasyonlarda kullanılabilir (Hashizume ve ark., 2015; Valentini-Mioso, 2018). Neppelenbroek ve ark. (2005), %4'lük CHX kullandıkları çalışmalarında, akrilik rezinin yüzey sertliğinin azaldığını belirtmişlerdir. Machado ve ark. (2012) ise %4'lük formunun akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğünü değiştirmedığını belirtmiştir. CHX kullanımının arzu edilen antimikrobiyal etkilere sahip olduğu bildirilmiştir (Carrilho ve ark., 2010). Fakat uzun süreli kullanımının, yanma hissi, epitelde dökülme, diş lekelenmesi, supragingival diş taşı oluşumunda artma, yapay dişlerde ve protez kaidesinde renk değişikliğine sebep olma gibi bazı istenmeyen etkileri olabileceği belirtilmiştir (Ellepola ve Samaranayake, 2000).

1.4.1.2.4. Perasetik Asit

Perasetik asit bazlı dezenfektanlar ısıya duyarlı tıbbi ekipman ve cihazlarının dezenfeksiyonunda kullanılmaktadır. Hastalık Kontrol ve Önleme Merkezleri (CDC) ve Enfeksiyon Kontrol ve Epidemiyoloji Uzmanları Derneği (APIC) gibi uluslararası referans kurumları tarafından glutaraldehide etkili ve güvenli bir alternatif olarak kabul edilmiştir. Perasetik asit hızlı etki göstererek bakterilere, mantarlara, virüslere ve sporlara karşı etkilidir. Çoğu kimyasal dezenfektanın aksine, perasetik asit bazlı dezenfektanlar organik madde varlığında inaktive edilmez. Ayrıca, perasetik asit kalıntı bırakmaz ve zararlı yan ürünler üretmez çünkü etki mekanizması oksijen, su ve asetik asitte ayrılan serbest oksijen ve hidroksil radikallerinin salınmasını içerir. Perasetik asit, düşük konsantrasyonlarda bile tüm mikroorganizmalara karşı hızla etki eden bir peroksidattır. Chassot ve ark. (2006) ısı ile polimerize olan, kimyasal olarak polimerize olan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik kullandıkları çalışmalarında, %0.2'lik perasetik asitin 5 dk kullanımının yeterli dezenfeksiyon

sağladığını bildirmiştir. Fernandez ve ark. (2013), %2'lik perasetik asit kullandıkları çalışmalarında akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğünde değişiklik olmadığını belirtmişlerdir. Thamlikitkul ve ark. (2001), %0.2'lik perasetik asit kullanımının, ısıyla polimerize edilmiş ve kimyasal olarak aktive edilmiş akrilik rezinlerin su emilimi ve mikro sertlik özelliklerini önemli ölçüde değiştirmedığını göstermiştir.

1.4.1.2.5. Sodyum Hipoklorit

Sodyum hipoklorit (NaOCl) maliyetinin ucuz olması, geniş spektrumlu ve kısa bir dezenfeksiyon süresi gerektirmesi sayesinde en çok tercih edilen dezenfektanlardan olmuştur (Cotrim ve ark., 2001). Etkinliği, konsantrasyonuna ve protezin solüsyonda kaldığı süreye bağlıdır (Tuncdemir ve ark., 2018). Doğrudan organik matris üzerinde etki ederek, fungisidal ve bakterisidal etki gösterir (Salles ve ark., 2015). Alkali pH'sı nedeniyle plak içindeki polimer yapıyı çözerek plak lekelerini çıkarabilir (Andrade ve ark., 2014). % 0,5'in üzerindeki ve 10 dk'dan daha uzun süre kullanıldığında protez yüzeylerinde artan pürüzlülük gibi istenmeyen etkiye sahip olabileceği belirtilmiştir (de Souza ve ark., 2009). Hashizume ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada akrilik rezinin %1'lik sodyum hipoklorit içinde 10 dk bekletilmesi sonucunda Candida Albicans üzerinde etkili dezenfeksiyon sağladığını bildirmişlerdir. %0.25, % 0,5, % 1 ve % 5,25 gibi konsantrasyonlarda kullanılan sodyum hipoklorit akrilik dezenfeksiyonunda tatmin edici sonuçlar vermektedir (Badaro ve ark., 2017; Nikawa ve ark., 1999).

Protezlerin üzerinde biriken plağın uzaklaştırılmasında oldukça etkili olmasına rağmen uzun süreli kullanılmaları halinde protezin metal kısmında korozyona ve kararmalara neden olmaktadır. Bu nedenle metal komponenti olan protezlerde kullanılmaları önerilmemektedir (Davi ve ark., 2012). Olumlu etkilerinin yanı sıra kokusunun hastalar tarafından rahatsız edici olması, giysilere ve ellere zarar verebilmesi gibi dezavantajları mevcuttur (Felton ve ark., 2011).

1.4.1.2.6. Alkol

Alkol bazlı dezenfektanlar çoğunlukla çalışma yüzeylerinin dezenfeksiyonunda kullanılır ve ayrıca 10 dk temas süresiyle ölçü dezenfeksiyonu için de kullanılmaktadır (Jagger ve ark., 2004). Antimikrobiyal etkili birçok alkol olsa da etkinlik sıralaması çoktan aza doğru n-propanol, izopropanol ve etanol şeklindedir. Etil ve izopropil alkol deride, solunum sisteminde ve gözde irritasyona neden olabilir (Oto-Geçim ve Harmancı, 2005). Alkollerin orta seviyeli germisid etkinliği, hızla buharlaşıp kısa süreli temas sağlamaları nedeniyle sınırlıdır ve alkoller organik madde kalıntılarına nüfuz edemezler (Eryılmaz, 2008). Alkollerin temel etki mekanizması protein denatürasyonudur. Gram-pozitif ve gram-negatif mikroorganizmalara, mikrobakterilere ve birçok virüse karşı güçlü ve hızlı etkinliğe sahiptirler (Kiesow ve ark., 2016). Basavarajappa ve ark. (2017) ısı ile polimerize edilmiş akrilik rezinin etanol ile dezenfeksiyonu üzerine yaptığı çalışmada, akriliğin mekanik özelliklerinde değişiklik meydana geldiğini bildirmiştir. Antimikrobiyal olarak etkinliği konsantrasyonla birlikte artan izopropil alkolün akrilik kaide materyaline zarar verdiği bildirilmiştir (Kiesow ve ark., 2016).

1.4.1.2.7. Kuarterner Amonyum Bileşikleri

Katyonik gruptan, kuarterner amonyum ve piridinyum tuzları germisid etkili olup, antiseptik ve dezenfektan olarak kullanılmaktadırlar. Katyonik deterjanlar alkali çözeltilerde maksimum etkili iken, ortamda organik madde varlığında etkileri çok azalır. Mikroorganizmaya adsorbe ve penetre olan kuarterner amonyum bileşikleri, sitoplazmik membran lipid veya proteinlerini etkileyerek, membran yapısını bozar ve hücre içi düşük molekül ağırlıklı maddelerin dışarı sızmasına yol açar (Chen ve Cooper, 2002). Kuarterner amonyum bileşikleri (QAC), negatif yüklü yüzeylerle iyi temas sağlayan güçlü bir pozitif yüke sahiptir. QAC'ler düşük toksisiteye sahiptir, ancak uzun süreli temas dokuları tahriş edebilir (Chidambaranathan ve Balasubramaniam, 2019).

1.5. Yüzey Pürüzlülüğü

Başarılı bir protezin en önemli özelliklerinden biri, iyi cilalanmış ve pürüzsüz bir yüzeye sahip olmasıdır. İdeal estetik ve ağız hijyeni sağlamak için protezlerin yüzeyleri olabildiğince pürüzsüz olmalıdır çünkü hasta protez hijyenine dikkat etse bile pürüzlülük mikroorganizma yapışmasını kolaylaştırabilir (Kuhar ve Funduk, 2005). Protez kaide materyallerinin pürüzlülüğü, esas olarak materyalin özelliklerinden, cilalama tekniğinden ve operatörün el becerilerinden etkilenmektedir (Corsalini, 2009). Yüzey pürüzlülüğü, materyal üzerindeki porozite ve diğer düzensizliklerin varlığı ile belirlenir (Pero ve ark., 2008). Yüzey pürüzlülüğü, bakteri plağının tutunmasını, lekelenmeyi ve ardından ağız sağlığını olumsuz etkilediği için önemli bir parametredir (Gungor ve ark., 2014; Jefferies, 2007). Williams ve Lewis (2000), yüzey pürüzlülüğünün, mikroorganizmaların tutulumuna kolaylık sağlayarak doku hasarına dolaylı olarak katkıda bulunduğunu bildirmiştir. Güngör ve arkadaşları (2014), iyi cilalanmış ve pürüzsüz protez yüzeylerinin intraoral olarak başarılı olma ihtimalinin daha yüksek olduğuna dikkat çekmiştir. Bu düşünce, pürüzlü yüzeylere mikroorganizma tutunmasının pürüzsüz yüzeylere göre daha fazla artırdığını ortaya koyan klinik çalışmalarla desteklenmektedir (Taylor ve ark., 1998). In vivo çalışmalar, protezlerinin cilalı yüzeylerinin yüzey pürüzlülüğünün 0,2 µm'yi geçmemesi gerektiğini göstermiştir (Bollen ve ark., 1997). Bu eşik sınırı aşan pürüzlülük değerlerine sahip protezlerde plak birikiminin daha olası olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (Al-Kheraif, 2014; Satpalty ve ark., 2013). Protez materyallerini olumsuz etkilemeden mikroorganizmaları ortadan kaldırmadaki etkinliği göz önüne alınarak dezenfektan seçimi yapılmalıdır (Valentini-Miosso ve ark., 2018). Bazı kimyasal dezenfektanlar, protez kaidelerinin yüzey pürüzlülüğünde bir miktar değişikliklere neden olabilir (Schwindling ve ark., 2014). Bununla birlikte düşük konsantrasyonda NaOCl kullanımının akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğünü değiştirmediğini bildiren çalışmalar mevcuttur. Azevedo ve arkadaşları (2006), %1'lik NaOCl kullandıkları çalışmalarında akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğünde 7 gün sonra hiçbir değişiklik olmadığını belirtmiştir. Lima ve ark. (2006) % 0.5'lik NaOCl'nin akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğünde değişikliğe sebep olmadığını bildirmiştir. Lira ve ark. (2012) ise, ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerini 20 dk

boyunca %0.5 lik NaOCl solüsyonunda bekletmiş ve bu işlemi 90 gün boyunca tekrar etmiştir. 90 gün sonunda yüzey pürüzlülüğünün arttığını bildirmiştir.

Bu çalışmanın amacı farklı içeriğe sahip dezenfeksiyon solüsyonlarının farklı sürelerde uygulanmasının ısı ile polimerize olan akrilik kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini incelemektir.

Çalışmamızın başlangıç hipotezi farklı sürelerde uygulanan dezenfeksiyon solüsyonlarının ısı ile polimerize olan akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğü üzerine bir etkisinin olmayacağıdır.

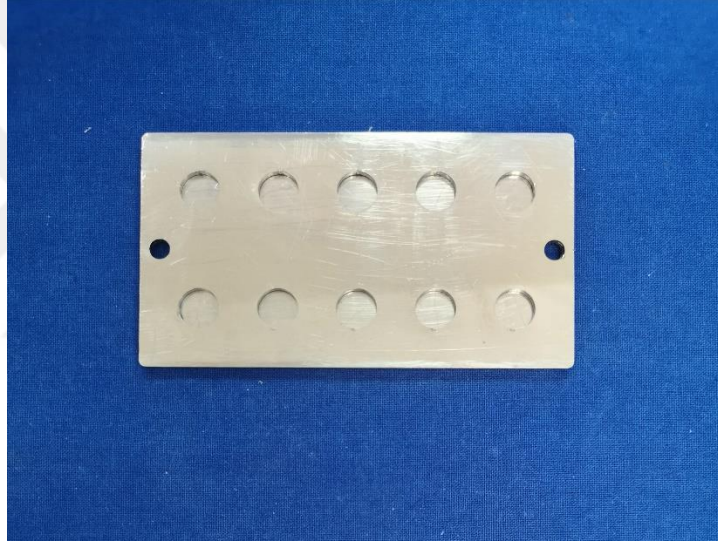


2. GEREÇ ve YÖNTEM

2.1. Kullanılan Materyaller

2.1.1. Akrilik Örneklerin Hazırlanması

Mum örneklerin hazırlanması için 2mm yüksekliğinde ve 10mm çapında dairesel boşlukların bulunduğu metal kalıplar kullanılmıştır (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Mum örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp

Vazelin sürülerek izole edilen düz metal kalıp üzerine boşlukların bulunduğu kalıp yerleştirilerek, boşluklar içine pembe mum damlatılmıştır. Taşkın mum kısımları uzaklaştırılarak akan su altında soğutulan mum örnekler kalıptan çıkarılmıştır. Standart muflanın alt parçasına tip 4 alçı döküldükten sonra muflaya uygun şekilde kesilen cam parça üzerine yerleştirilen mum örnekler muflanın alt parçasına yerleştirilmiştir (Şekil 2.2). Alçı sertleştikten sonra mum örnekler lak (Isolant/CMS, Dentsply, Addlestone, UK) ile izole edilmiştir. Muflanın üst parçası yerleştirildikten sonra alçı dökülerek mufla kapatılmıştır. Kayıp mum tekniği ile muflalar kaynar suya atılmış ve mum uzaklaştırılmıştır.



Şekil 2.2.. Muflaya yerleştirilen mum örnekler



Şekil 2.3.. Mum atımı sonrası elde edilen negatif boşluklar

Elde edilen negatif boşluklar (Şekil 2.3) lak ile izole edildikten sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda karıştırılan akrilik rezin materyali (Meliodent Heat Cure/Kulzer, Berkshire, Germany) yerleştirilmiş ve 100 bar basınç altında preslenerek fazla olan akrilik materyal uzaklaştırılmıştır. Sonrasında 200 bar basınç altında 5 dk bekletilmiştir. Muflalar brite alınarak sabitlendikten sonra soğuk suya yerleştirilip kaynatılmaya bırakılmıştır. Sıcaklık 100 °C'ye ulaştığında 20 dk kaynatılmıştır. Polimerizasyonun tamamlanmasını takiben muflalar oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan akrilik rezinin içeriği ve üretici firması çizelge 2.1' de sunulmuştur.

Çizelge 2.1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan akrilik kaide materyali içeriği ve firma bilgisi

Ürün adı	Polimerizasyon Yöntemi	İçerik	Üretici Firma
Meliodent Heat Cure	Isı ile polimerizasyon	Toz: polimetil metakrilat Likit: metil metakrilat, dimetakrilat	Kulzer, Berkshire, Germany

Mufladan çıkarılan örneklerin tesviyesi bir piyasemen ve hard frez yardımıyla yapılmıştır. Protezleri taklit edecek şekilde örneklerin sadece bir yüzeyi sırasıyla 800-1000 grenlik silikon karbit disk zımpara ile 160 rpm hızında 1 dk

zımparalanmıştır. Sonrasında pomza ve fırça ardından da polisaj patı ve keçe ile polisajı yapılmıştır. Tüm örnekler distile suda ultrasonik olarak 10 dk tutularak dezenfeksiyonu sağlanmıştır. Kontrol ve deney gruplarının her biri için 20 adet olmak üzere toplam 100 örnek hazırlanmıştır (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Tesviyesi tamamlanmış akrilik örnekler

2.1.2. Dezenfeksiyon Solüsyonları

Dezenfeksiyon solüsyonu olarak NaOCl, CHX, perasetik asit ve ticari olarak bulunabilen Zeta 7 solüsyonu kullanılmıştır. Kontrol grubundaki örnekler ise distile suda bekletilmiştir. Solüsyonların uygulandığı süre ve üretici firmaları aşağıdaki çizelgede gösterilmiştir (Çizelge 2.2.).

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan dezenfeksiyon solüsyonlarının uygulandığı süre ve üretici firmaları

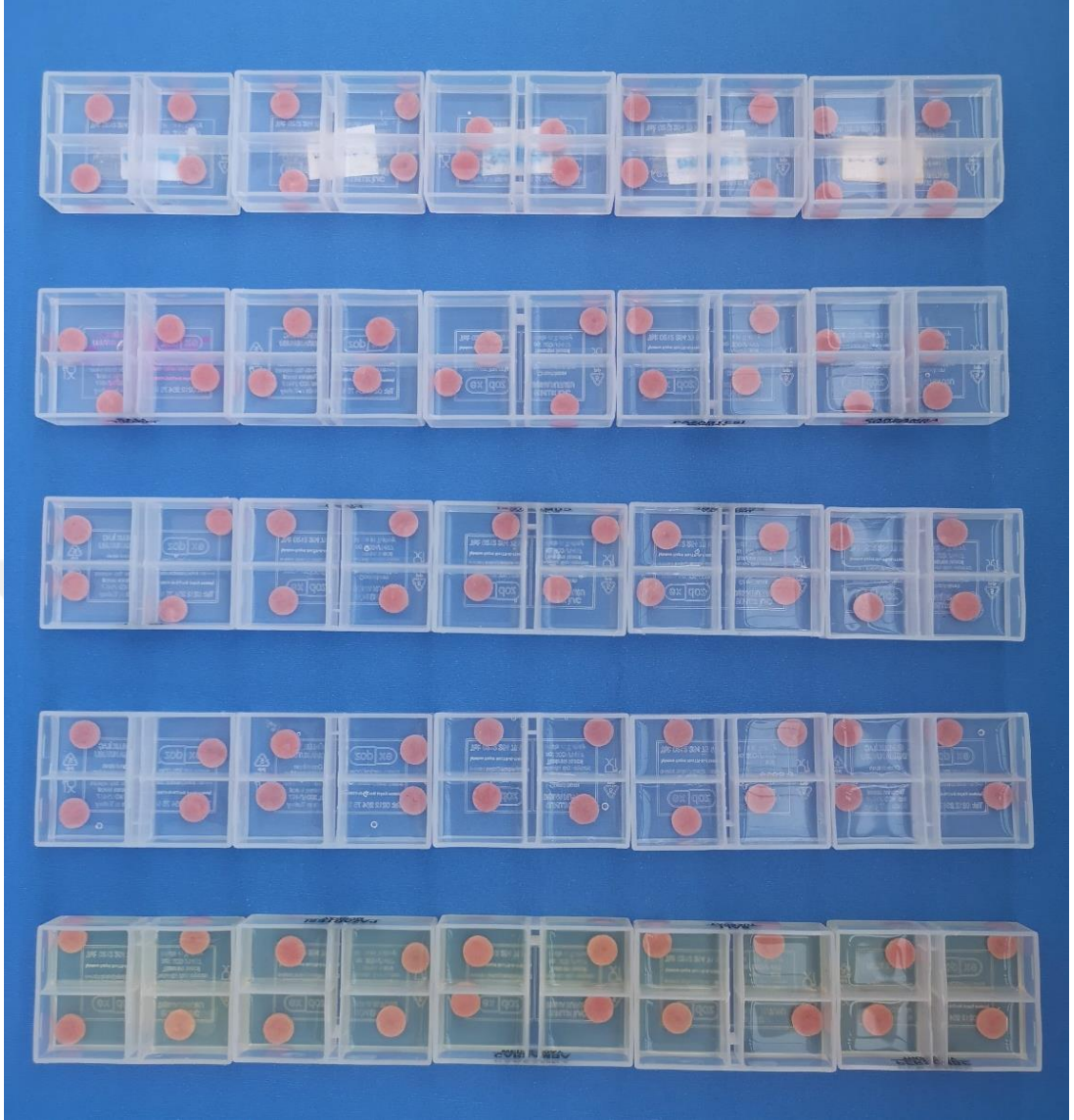
Dezenfeksiyon Solüsyonu	Uygulandığı Süre	Üretici Firma
Sodyum Hipoklorit	10 dakika	Altun Sterilizasyon ve Medikal, İstanbul/Türkiye
Klorheksidin	10 dakika	Altun Sterilizasyon ve Medikal, İstanbul/Türkiye
Perasetik Asit	5 dakika	Necm Kimya, İstanbul/Türkiye
Dimetil Didesil Amonyum Klorür, Fenoksietanol (Zeta 7)	10 dakika	Zhermack, Italy

Çalışmamızda %1’lik konsantrasyondaki NaOCl solüsyonu kullanılmıştır. Medikal firmalarda bulunan %5’lik konsantrasyondaki NaOCl solüsyonu %1’lik düzeye ulaşacak şekilde seyreltilmiştir. Bu işlem için aşağıdaki formül uygulanmıştır.

$$C1 \times V1 = C2 \times V2$$

Bu formüle göre ‘C’ konsantrasyonu, ‘V’ ise hacmi belirtmektedir. %5’lik konsantrasyona ve 250 ml hacme sahip olan çözeltiye 1000 ml su eklenerek %1’lik konsantrasyona getirilmiştir.

Zeta 7 solüsyonu, geniş etki spektrumuna sahip aldehit içermeyen, dezenfeksiyon konusunda homojenize edilmiş konsantre bir dezenfeksiyon preparatıdır. Zeta 7 solüsyonu didesil dimetil amonyum klorür ve fenoksietanol içermektedir. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda her su litresine 10 ml Zeta 7 solüsyonu eklenmiştir. Kontrol grubu ve deney gruplarının her biri için hazırlanan 20 örnek hazırlanmıştır (Şekil 2.5). Kontrol grubu örnekleri distile suda bekletilmiştir. Deney grubu örnekleri %1’lik sodyum hipokloritte 10 dk, %2’lik klorheksidinde 10 dk, %2’lik parasetik asitte 5 dk ve %1’lik zeta 7 solüsyonunda 10 dk olacak şekilde 21 gün bekletilmiştir. Örneklerin tamamının solüsyon içinde kalmasına dikkat edilmiştir. Örnekler solüsyonlardan çıkarıldıktan sonra su altında yıkanmış ve kağıt havlu ile kurulanmıştır. Günün geri kalanında suda bekletilmiştir. Kontrol grubunun bekletildiği distile su ve dezenfeksiyon solüsyonları her gün yenilenmiştir.



Şekil 2.5. Hazırlanan örneklerin solüsyonlarda bekletilmesi

2.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Çalışmada yüzey pürüzlülüğü ölçümü Ankara Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan hassas ölçüm değerlerine sahip profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Almanya) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 2.8). Ölçümden önce üretici firmanın referans örneği kullanılarak profilometre cihazı kalibre edilmiştir. (Şekil 2.6). Ölçüm uzunluğu 5,5 mm olacak şekilde $n=5$ ve cut off değeri 0,25 mm olarak belirlenmiştir. Bu değer, ölçüm sırasında yüzeyin 0,25 mm aralıklara bölünerek ölçümlerin yapılması demektir. Her örnek için 3 farklı bölgeden

ölçüm yapılarak ortalama Ra değerleri belirlenmiştir (Şekil 2.7). Cihaz her 5 örnekten sonra kalibre edilmiştir. Örneklerin ilk yüzey pürüzlülükleri ölçümü dezenfektanlara koyulmadan önce yapılmıştır. Daha sonra 7., 14. ve 21. günlerde ölçümler periyodik olarak tekrarlanmıştır. Tüm ölçümler tek bir araştırmacı tarafından yapıp kaydedilmiştir.



Şekil 2.6. Profilometrenin kalibre edilmesi



Şekil 2.7. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümü



Şekil 2.8. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün M2 cihazında elde edilen değerleri

3. BULGULAR

Isı ile polimerize olan akriliğin; distile su, klorheksidin, perasetik asit, sodyum hipoklorit ve Zeta 7 solüsyonlarında periyodik olarak 0, 7, 14 ve 21 gün belli sürelerde bekleterek yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdiğimiz bu çalışmada, zaman ve solüsyon tipi olmak üzere 2 faktör bulunmaktadır. Zaman ve solüsyon tipi yöntemleri bakımından ortalama Ra değerlerinin karşılaştırılması 2 Faktörlü Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi Tekniği (ANOVA) ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Dezenfeksiyon solüsyonlarının zamanlara göre Ra bakımından karşılaştırılması sonucu elde edilen sonuçlar Çizelge 3.1’de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Dezenfeksiyon solüsyonlarının zamanlara göre Ra bakımından karşılaştırılmasına ilişkin 2 Faktörlü Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi sonuçları

Varyasyon Kaynakları	SS	DF	MS	F	P değeri
Dezenfeksiyon Solüsyonları	0.002817	4	0.000704	0.479	0.751
Error-I	0.139662	95	0.001470		
Zaman	0.001509	3	0.000503	22.713	0.000
Zaman*Dezenfeksiyon Solüsyonları	0.001362	12	0.000113	5.126	0.000
Error-II	0.006310	285	0.000022		

Bu karşılaştırma sonuçlarına göre, “P değeri” sütununda Zaman*Dezenfeksiyon Solüsyonları karşılıklı etkileşimine ait değer 0.000 olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Dezenfeksiyon solüsyonları arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$). Dezenfeksiyon solüsyonları arasında fark çıkmaması nedeniyle her solüsyon kendi süreleri içinde değerlendirilmiştir. Dezenfeksiyon solüsyonlarında zamanların Ra ortalamaları bakımından istatistiksel olarak karşılaştırılmasında Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi kullanılmıştır. Çalışmamızda uygulanan istatistik hesaplamalarında Statistica ve IBM SPSS 20 İstatistik Paket Programları kullanılmış,

‘İstatistik Analizlerde Açık Kaynaklı R İstatistik Yazılımı’ndan (Anonymous 2011)’ yararlanılmıştır.

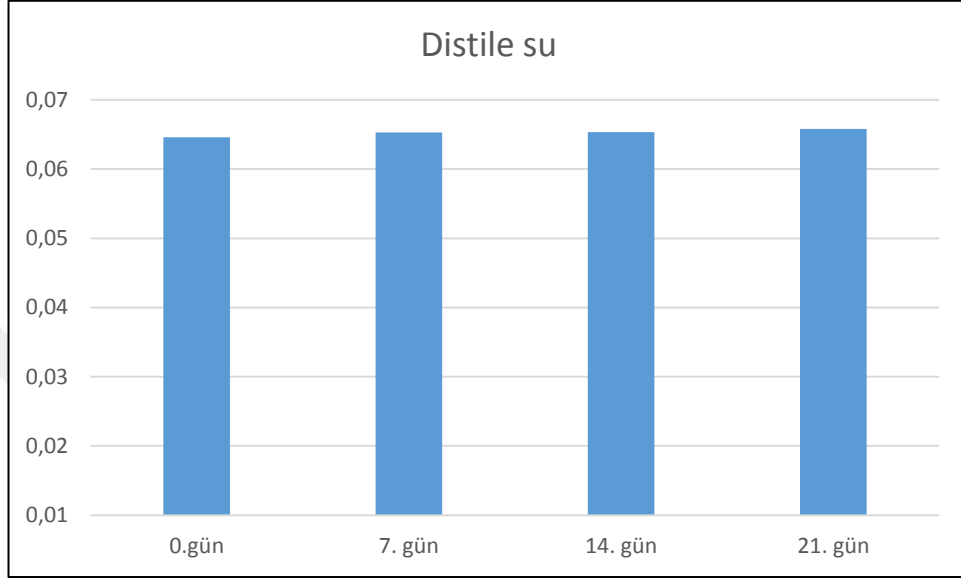
Ortalama Ra değerleri bakımından dezenfeksiyon solüsyonlarında zamanların Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi tanıtıcı istatistikleri Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Ortalama Ra değerleri bakımından dezenfeksiyon solüsyonlarının ve zamanların tanıtıcı istatistikleri

Dezenfeksiyon Solüsyonları	ZAMAN	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Küçük	En Büyük
Distile Su	Ra_0	20	0.06460 ^A	.01780	.00398	.03467	.09000
	Ra_7	20	0.06530 ^A	.01823	.00408	.03533	.09067
	Ra_14	20	0.06532 ^A	.01718	.00384	.03567	.08967
	Ra_21	20	0.06578 ^A	.01673	.00374	.03700	.09033
Parasetik Asit	Ra_0	20	0.06242 ^A	.02458	.00550	.02633	.09533
	Ra_7	20	0.06375 ^{AB}	.02315	.00518	.02233	.09300
	Ra_14	20	0.06543 ^{AB}	.02271	.00508	.02700	.09333
	Ra_21	20	0.06920 ^B	.02093	.00468	.03333	.09367
Klorheksidin	Ra_0	20	0.05770 ^A	.02267	.00507	.03200	.09100
	Ra_7	20	0.05812 ^A	.02271	.00508	.03100	.09233
	Ra_14	20	0.06043 ^A	.02134	.00477	.03433	.09433
	Ra_21	20	0.05821 ^A	.01737	.00388	.03233	.08467
SodyumHipoKlorit	Ra_0	20	0.05540 ^A	.02048	.00458	.02900	.09167
	Ra_7	20	0.05870 ^A	.02080	.00465	.03000	.09767
	Ra_14	20	0.06028 ^A	.01825	.00408	.03967	.09167
	Ra_21	20	0.06757 ^B	.01542	.00345	.04833	.09467
Zeta 7	Ra_0	20	0.05820 ^A	.01890	.00423	.02700	.08633
	Ra_7	20	0.06047 ^{AB}	.01793	.00401	.03133	.08700
	Ra_14	20	0.06265 ^{AB}	.01603	.00358	.03767	.09067
	Ra_21	20	0.06498 ^B	.01480	.00331	.03633	.08700

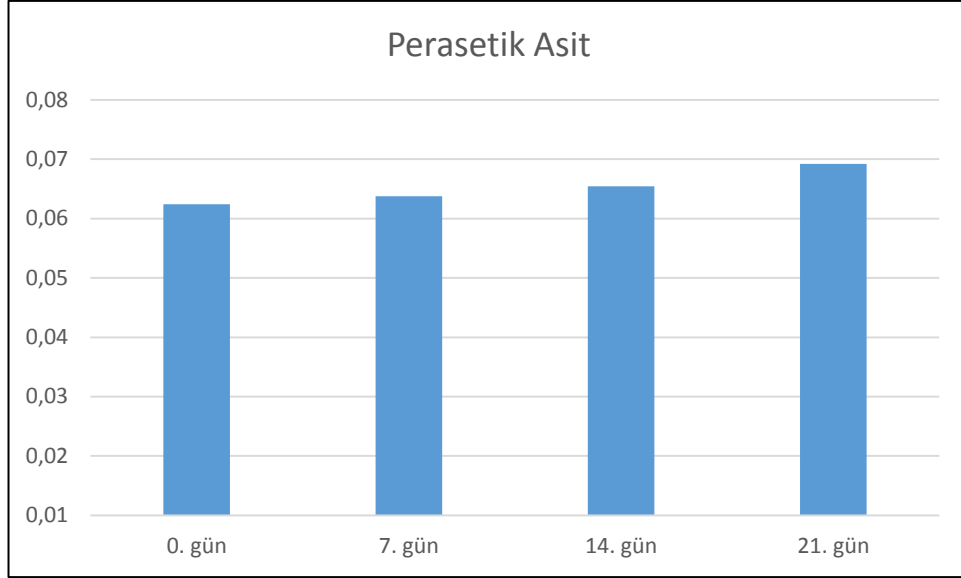
¹⁾Aynı dezenfeksiyon solüsyonunda farklı harfle gösterilen iki zamandaki Ra ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir (p<0.05)

Distile su için, 0., 7., 14. ve 21. günlere ait ortalama Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$). En büyük ortalama Ra değerine ise 21. günde erişilmiştir. Günlere bağlı olarak ortalama Ra değerleri Şekil 3.1'deki gibidir.



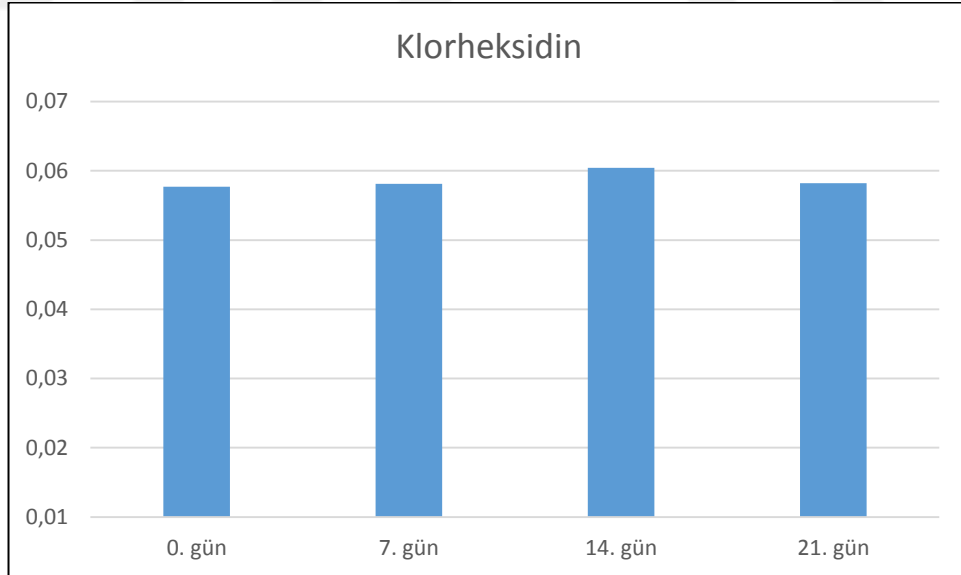
Şekil 3.1. Distile su için günlere göre ortalama Ra değerleri

Perasetik asit için, 0., 7. ve 14. günlere ait ortalama Ra değerleri arasında fark bulunmamıştır, aynı şekilde 7., 14. ve 21. günler arası ortalama Ra değerlerinde fark bulunmamıştır ($p>0.05$). 0. ve 21. günlerdeki ortalama Ra değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). En büyük ortalama Ra değerine 21. günde erişilmiştir. Günlere göre ortalama Ra değerleri Şekil 3.2'deki gibidir.



Şekil 3.2. Perasetik asit için günlere göre ortalama Ra değerleri

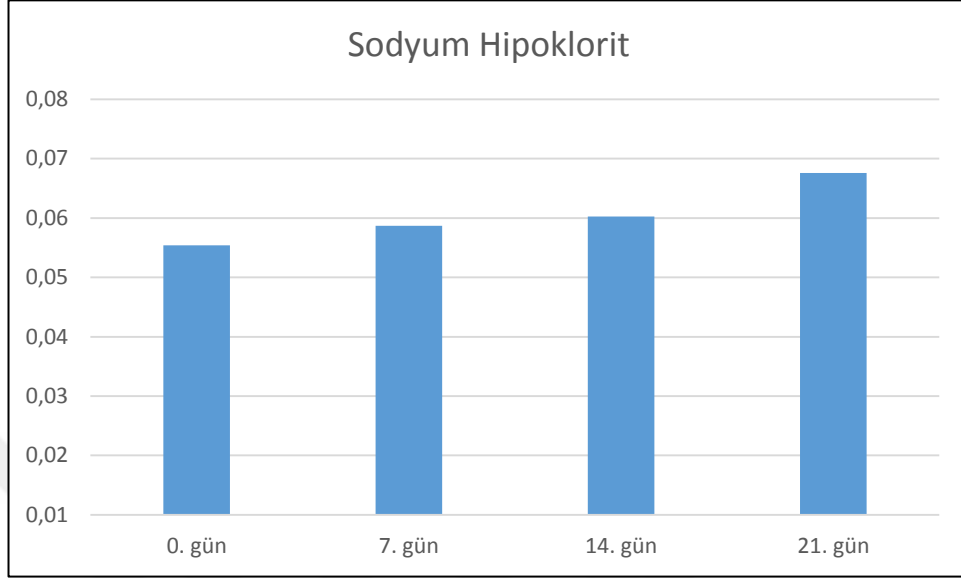
Klorheksidin için 0., 7., 14. ve 21. günlere ait ortalama Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$). En yüksek Ra değerine ise 14. günde ulaşılmıştır. Günlere göre ortalama Ra değerleri Şekil 3.3'teki gibidir.



Şekil 3.3. Klorheksidin için günlere göre ortalama Ra değerleri

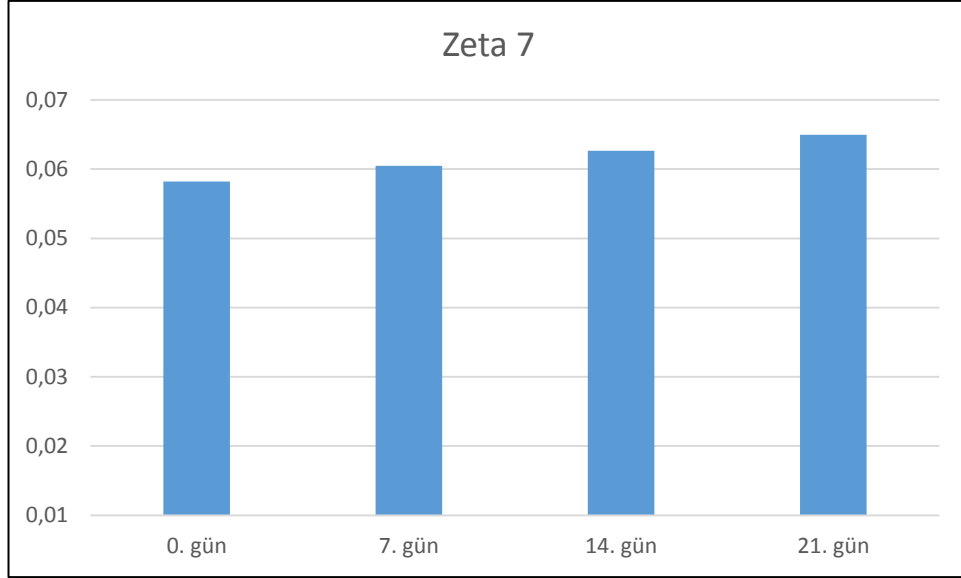
Sodyum hipoklorit için 0., 7., ve 14. günlere ait ortalama Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ($p>0.05$), 21. gündeki ortalama Ra değerleri 0., 7. ve 14. günlere ait ortalama Ra değerlerinden istatistiksel

olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$). En büyük değere ise 21. günde erişilmiştir. Günler arasındaki ortalama Ra değerleri Şekil 3.4’te verilmiştir.



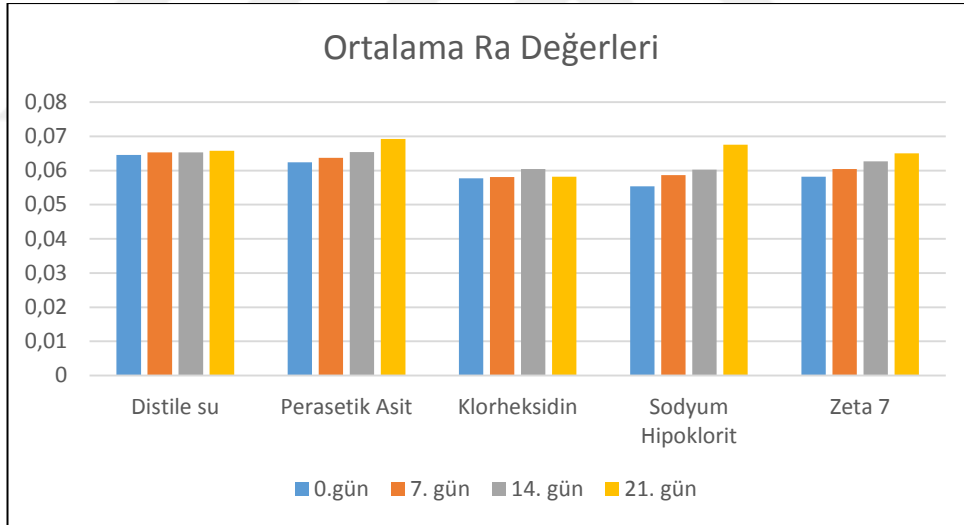
Şekil 3.4. Sodyum hipoklorit için günlere göre ortalama Ra değerleri

Zeta 7 solüsyonu için 0., 7. ve 14. günler arasında ortalama Ra değerleri bakımından istatistiksel olarak fark bulunmazken ($p>0.05$), 0. ve 21. günler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). En büyük ortalama Ra değerine 21. günde ulaşılmıştır. Günlere göre ortalama Ra değerleri Şekil 3.5’te gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Zeta 7 solüsyonu için günlere göre ortalama Ra değerleri

Tüm solüsyonların zamanlara göre ortalama Ra değerleri Şekil 3.6'daki gibidir.



Şekil 3.6. Tüm solüsyonlara zamanlara göre ortalama Ra değerleri

4. TARTIŞMA

Protez dezenfeksiyonu için kullanılan çeşitli solüsyonların, ısı ile polimerize akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelendiği bu çalışmada, her grup için 20 örnek hazırlanmış, %1'lik NaOCl'de 10 dk, %2'lik perasetik asitte 5 dk, %2'lik CHX'de 10 dk ve %1'lik Zeta 7 solüsyonunda 10 dk olacak şekilde her gün bekletilerek 7., 14. ve 21. günlerdeki yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür. Elde edilen bulgular neticesinde, NaOCl, perasetik asit ve Zeta 7 solüsyonunda bekletilen örneklerin 21. gündeki yüzey pürüzlülüğü değerlerinin başlangıç yüzey pürüzlülüğü değerlerinden anlamlı derecede fazla çıkması nedeniyle, farklı sürelerde uygulanan dezenfeksiyon solüsyonlarının ısı ile polimerize olan akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin olmayacağı yönündeki hipotezimiz reddedilmiştir.

Son zamanlarda bulaşıcı hastalıkların yayılımı konusunda artan bir endişe vardır. Dental laboratuvarlardan kliniklere gönderilen protezler ya da klinikten laboratuvara gönderilen protezler hastalar, diş teknisyenleri ve hekimler arasında çapraz kontaminasyona sebep olabilir. Bu yüzden dezenfeksiyon işlemi önem kazanmaktadır. Kimyasal dezenfeksiyon amaçlı kullanılan solüsyonların protezlerin yüzey pürüzlülüğünde artışa sebep olması, protezler üzerinde plak birikiminin artması ve renklenme gibi olumsuz etkilere sebep olduğu bildirilmiştir (Li ve ark., 2004).

Hastalara geçmesi durumunda ciddi hastalıklara neden olma potansiyeli olan oral olmayan mikroorganizmaların varlığı da diş laboratuvarlarında kullanılan cihazlarda tespit edilmiştir (Agostinho ve ark., 2004). Bu nedenle, protez laboratuvarı aracılığıyla hastadan hastaya ve teknisyenden hastaya çapraz kontaminasyon potansiyeli kesinlikle mevcuttur. Vazquez-Rodriguez ve ark. (2018), az bildirilen vakalar da hesaba katıldığında, diş hekimliğinde çapraz enfeksiyon riskinin muhtemelen diğer klinik ortamlardan daha yüksek olduğunu rapor etmiştir.

Diş hekimliği muayenehanesinde ve diş laboratuvarlarında etkili enfeksiyon kontrol prosedürlerinin kullanılması, diş hekimleri, yardımcı personel, diş teknisyenleri ve hastalar arasındaki çapraz bulaşmayı önleyebilir. Bu organizmaların yayılmasıyla ilgili endişeler, protez sterilizasyonu ve dezenfeksiyonuna olan ilginin artmasına neden olmuştur (Dovigo ve ark., 2009).

Isıyla polimerize olan akrilik rezin kullanılarak protez üretimi, dental laboratuvarlardaki en yaygın tedavi prosedürlerinden biridir. Diş klinikleri ve laboratuvarlar arasındaki çapraz kontaminasyon göz önünde bulundurularak, protezleri laboratuvara göndermeden ve hastaya teslim etmeden önce dezenfekte etmek gereklidir (Basavanna ve ark., 2016).

Protez hijyeni, ağız sağlığının korunmasında ve hareketli protezlerin uzun vadeli başarısında büyük rol oynamaktadır (Dikbas ve ark., 2006). Uygun olmayan ağız hijyeninin sonucu olarak, protezler mikroorganizmalar için rezervuar haline gelebilir (Glass ve ark., 2010). Bu nedenle, ağız boşluğunda ve tam protezlerin yüzeyinde bulunan biyofilmlerin her gün dikkatli bir şekilde uzaklaştırılması, fırsatçı enfeksiyon riskini en aza indirmek, ağız sağlığı ve genel sağlığa katkıda bulunmak ve estetik görünümü devam ettirmek için büyük önem taşımaktadır (Coco ve ark., 2008; Coulthwaite ve Verran, 2007; Felton, 2011).

Tam protezlerin temizlenmesi için mekanik, kimyasal ve her ikisinin kullanıldığı yöntemler mevcuttur. Tam protez kullanıcıları için günlük olarak protezlerini fırçalamaları önerilir (Ahariz ve ark., 2010). Bununla birlikte, Gornitsky ve ark. (2002), bazı durumlarda tek başına fırçalamanın, protez dezenfeksiyonunda etkisiz bir yöntem olabileceğini ifade etmiştir. Birçok yaşlı birey, el becerisinin azalması, görme bozukluğu veya buna bağlı güçten düşürücü koşulların bir sonucu olarak ağız ve protez hijyenini sürdürmede zorluk yaşadığından, mekanik ve kimyasal protez temizliğinin birlikte yapılması önerilir (Akar ve Ergül, 2008; Strajnic ve ark., 2011). Alkalen peroksit içeren efervesan tabletler ve sodyum hipoklorit en çok kullanılan günlük protez temizleyicilerdir (Felton ve ark., 2011). Efervesan tabletler, su içinde çözündüğünde, sodyum perborat, bir alkalen peroksit

çözültisi oluşturmak üzere ayrıştır. Bu peroksit çözeltisi daha sonra oksijeni serbest bırakır ve böylece kimyasal temizlemeye ek olarak oksijen kabarcıklarıyla mekanik bir temizlik sağlar (Peracini ve ark., 2010). Sodyum hipokloritler, bakterisidal ve fungusidal etkisinin yanında leke çıkarma özellikleri sunar ve etkili protez temizleyiciler olarak önerilmiştir (Andrade ve ark., 2014; Ferreira ve ark., 2009).

Protez temizliğinde dezenfeksiyon solüsyonları kullanmanın amacı, biyofilmi uzaklaştırmak, mikroorganizma sayısını azaltarak yüzeyi dekontamine etmek ve yeniden kolonizasyonu önlemektir (Jose ve ark., 2010; Vieira ve ark. 2010). Protez kaide materyallerinin dezenfeksiyonu amacıyla glüteraldehit, sodyum hipoklorit, hidrojen peroksit, alkol, klorheksidin, perasetik asit ve kuaterner amonyum bileşikleri kullanılmaktadır (Schwindling ve ark., 2014). Ancak bu solüsyonlar, protez kaidelerinin veya protez dişlerinin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilememelidir (Felton, 2011).

NaOCl protez yüzeylerinde oluşan biyofilmi uzaklaştırmak için kullanılan ve dezenfeksiyonda etkili olan bir ajandır. Ancak akrilik rezinin renginde beyazlamaya sebep olduğu rapor edilmiştir (Paranhos ve ark., 2009). Yılmaz ve ark. (2014), hem dezenfeksiyon amaçlı kısa süreli uygulamalarda hem de protez temizleyicisi olarak daha uzun süreli uygulamalarında, NaOCl'nin konsantrasyonu ve uygulama süresi önem taşıdığını belirtmiştir. Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde, yüzey pürüzlülüğünü inceleyen çalışmalarda NaOCl konsantrasyonunun % 0.05 ile % 5.25 arasında değiştiği görülmüştür (Azavedo ve ark, 2006; Davi ve ark, 2012; Fernandes ve ark., 2013; Lira ve ark., 2012; Paranhos ve ark., 2013). Da Silva ve ark. (2008) 10 dk süreyle uygulanan %1'lik NaOCl'nin test edilen çeşitli dezenfektanlar arasında en iyi antimikrobiyal aktiviteye sahip olduğunu bildirmiştir. Felton ve ark. (2011), NaOCl'nin in vitro antimikrobiyal etkisini rapor etmiş ve protezlere zarar vermektan kaçınmak için uygulama süresinin 10 dk'yı geçmemesini tavsiye etmiştir.

CHX, düşük sistemik toksisiteye sahip olması ve etkin antimikrobiyal özelliği sayesinde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir ajandır (Lavanya ve Kumar, 2015). Bir bis biguanid antiseptik olan CHX, bakterilere ve mantarlara karşı geniş bir

antimikrobiyal etkiye sahiptir ve hücre zarına etki ederek hücre içi materyal kaybına, solunum inhibisyonuna ve sitoplazmik koagülasyona neden olur. CHX'in protez akrilik yüzeylere kandida adezyonunu ve biyofilm oluşumunu baskıladığı gösterilmiştir (Redding ve ark., 2009). % 0,2 CHX glukonat, Candida ile ilişkili protez stomatitinin tedavisinde gargara olarak başarıyla kullanılırken, % 2'lik formu, günlük protez temizliğinde kullanılmaktadır. Bununla birlikte, CHX yüksek konsantrasyonlarda ve uzun süre uygulandığında toksik olabilir (Mima ve ark., 2011). Da silva ve ark. (2008), %2'lik CHX solüsyonunun 10 dk'lık kullanımının Candida albicans üzerinde etkili olduğunu bildirmiştir.

Loukili ve ark. (2006), perasetik asiti, tıbbi ve dental alanda, üst düzey dezenfeksiyon solüsyonu olarak kullanılabileceğini belirtmiştir. Perasetik aside artan ilgi, bakterisidal, virüsidal ve sporisidal etkiye sahip etkili geniş spektrumlu etkiye sahip olmasının yanı sıra toksik kalıntıya sebep olamamasından kaynaklanmaktadır. Perasetik asit, düşük konsantrasyonlarda ve düşük daldırma süresinde bile tüm mikroorganizmalara karşı hızlı etki eder ve NaOCl ya da glutaraldehit gibi diğer dezenfektanlarla karşılaştırıldığında organik madde varlığında inaktive olmaz (Chassot ve ark., 2006).

Bakterilere, mantarlara ve virüslere karşı geniş spektrumlu antimikrobiyal özellikleri nedeniyle QAC'ler, patojenlerin yayılmasını engellemek için klinik ortamlarda uygulanmaktadır (Gerba, 2015). Amfifilik yapıları nedeniyle, QAC'ler mikroorganizmalara karşı deterjan veya yüzey aktif maddeler olarak işlev görmektedir. QAC'ler, pozitif yüklü ana grup ile negatif yüklü sitoplazmik membran arasındaki elektrostatik etkileşimler, adsorpsiyon ve ardından yan zincirlerin intramembran bölgeye nüfuz etmesi yoluyla bakteriyel hücre membranlarını hedeflemektedir (Jennings ve ark., 2015). Zarflı virüslerin lipid tabakası, onları QAC'lerin hidrofobik aktivitesine duyarlı hale getirir (Gerba, 2015). Hora ve ark. (2020) ,QAC'lerin SARS Cov-2 gibi zarflı virüslere karşı etkili olduğu belirtmişlerdir. ABD Çevre Koruma Ajansı'nın (U.S. Environmental Protection Agency's (EPA), List N: Disinfectants for Use Against SARS Cov-2), SARS-CoV-

2'ye karşı kullanım için önerdiği 430 dezenfektanın 216'sı aktif bileşen olarak QAC içermektedir (Hora ve ark., 2020).

Ağız içinde bulunan çoğu mikroorganizma, özellikle çürük, periodontal hastalık ve protezle ilişkili stomatitten sorumlu olanlar, yüzeylere yapışarlarsa ve koloniler oluşturmaya başlarsa ağızda hayatta kalabilirler. Yüzey pürüzlülüğü ve yüzey serbest enerjisi bu işlem sırasında önemli bir rol oynar. Bu klinik parametrelerdeki değişiklikler, bakteriyel adezyon ve retansiyon üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (Kuhar ve Funduk, 2005). Coulthwaite ve Verran (2007), akrilik rezin içindeki mikro gözenekli yüzeylerin ve pürüzlü bir topografinin, patojenik mikroorganizmalar için potansiyel ortam sağladığını belirtmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü, gıda artıkları ve mikroorganizmalar için tutucu alanlar sağlayarak biyofilm oluşumunu etkilemekle birlikte, yüzey pürüzlülüğündeki artış, biyofilmin uzaklaştırılmasında daha fazla zorluğa neden olabilir. Pürüzlü yüzeye yapışan bakterilerin uzun süre hayatta kalabildiğini ve düzenli hijyen yöntemleriyle kolayca uzaklaştıramayacağını bu nedenle mikroorganizmaların tutulmasını önlemek için pürüzsüz yüzeyin önemli olduğunu bildirilmiştir (Quirynen ve Bollen, 1995). Williams ve Lewis 2000 yılında yaptıkları çalışmalarında, yüzey pürüzlülüğünün mikroorganizmalar tarafından kolonizasyonu artırdığı ve dokuda dolaylı yoldan hasara neden olduğu gerçeğini de desteklemişlerdir. Bollen ve ark. (1997), yüzey pürüzlülüğündeki 0.2 µm'lik eşik değerinin üzerinde bir artışın, plak birikiminde eş zamanlı bir artışa yol açtığını rapor etmişlerdir. Bu nedenle, protez dezenfeksiyonunda kullanılan solüsyonların mikroorganizmaların protez kaidesine tutunmasını kolaylaştırmaması açısından, yüzey pürüzlülüğünü arttırmaması gerekir (Machado ve ark., 2012).

Dezenfeksiyon solüsyonlarının protez materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin inceleyen çok sayıda araştırma yapılmıştır. Literatürde konu ile ilgili çalışmalarda mekanik temizleme yöntemleri, günlük kullanılan protez temizleyiciler ve dezenfeksiyon solüsyonlarının kullanıldığı görülmektedir (Lira ve ark., 2012; Mojarad ve ark., 2017; Orsi ve ark., 2011). Son yıllarda yapılan yüzey pürüzlülüğü

alışmalarında değerlendirilen protetik materyaller, ısı ile polimerize olan akrilik, mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik, otopolimerizan akrilik, suni dişler, yumuşak ve sert astar materyalleri olmuştur (Davi ve ark., 2010; Pinto ve ark., 2010, Schwindling ve ark., 2014). Isıyla polimerize olan PMMA, manipülasyon kolaylığı, iyi estetik özelliklere sahip olması, yeterli dayanıklılık, kolay tamir edilebilme, ağız ortamında stabilite, düşük nrlk ve su emilimi gibi özellikleriyle hareketli protezlerin yapımında en çok kullanılan materyal olması nedeniyle bu çalışmada tercih edilmiştir (Babu ve ark., 2014; Hashem ve ark. 2014).

Yüzey pürüzlülüğü ile ilgili çalışmalar incelendiğinde kullanılan örneklerin genellikle kare ya da disk şeklinde hazırlandığı, çap ve kalınlıklarının ise farklılık gösterdiği grlmştur (Bahrani ve ark., 2012; Canadas ve ark., 2010). Tunçdemir ve ark. (2018), farklı dezenfeksiyon solüsyonlarının kaide materyalleri üzerindeki antimikrobiyal etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında 10 mm çap ve 2 mm kalınlıkta disk şeklinde örnekler kullanmıştır. Alp ve ark. (2019) ise iki farklı PMMA kaide materyalinin optik özellikleri ve yüzey pürüzlülüklerini ölçtükleri çalışmalarında 10mm çap ve 2 mm kalınlıkta örnekler hazırlamıştır. Bu alışmalar göz önüne alınarak, çalışmamızda kullandığımız profilometre cihazının tarama işlevini gerçekleştirirken örneklerin hareketsiz kalması amacıyla taşıyıcı tablanın üzerinde bulunan 10mm çapındaki yuvaya tam uyan ve hareketli protezlerde kaide plağının kalınlığı göz önünde bulundurularak, 2 mm kalınlığında disk şeklinde akrilik rezin örnekler hazırlanmıştır.

Isı ile polimerize akrilik rezin örnekleri hazırlanırken yüzeyleri standardize etmek amacıyla bazı araştırmacılar muflalar arasına cam tabaka yerleştirerek akrilik tepimini gerçekleştirmişlerdir (Canadas ve ark., 2010; Nikawa ve ark., 2001; Wady ve ark., 2011; Zissis ve ark., 2000). Sipahi ve arkadaşları (2001) ise, muflaları ayırıcı olarak cam tabaka kullanmış, mufladan çıkan akrilik örnek yüzeylerine 400, 600 ve 800 dereceli zımpara uyguladıktan sonra cilalamış ve bu işlemler sonucu yeterli düzeyde pürüzsüz yüzeyler elde etmişlerdir. Bu sebeplerden dolayı, çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla muflalarda ayırıcı cam parça kullanılmış ve tam

protezlerin laboratuvar aşamalarını taklit edecek şekilde akrilik rezinlerin sadece bir yüzü aynı kişi tarafından zımparalanmış ve parlatma işlemi uygulanmıştır.

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için literatürde birçok farklı yöntem kullanılmıştır. Bunlar arasında atomik kuvvet mikroskobu (AFM), lazer uçlu profilometre, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve mekanik profilometre vardır (Whitehead ve ark. 1999). Kakaboura ve ark. (2007), mekanik profilometrenin polisaj tekniklerinden kaynaklanan pürüzlülüğü daha iyi gösterdiğini bildirmişlerdir. Mekanik profilometre cihazları kullanımlarının kolay olması, yüzey pürüzlülüğü değerlerini rakamsal veriler halinde sunmaları, etkili ve doğru ölçüm yapmaları sebebiyle dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için sıkça tercih edilmektedirler (Whitehead ve ark., 1995). Bu yöntemin en önemli avantajı değerlendirmeden önce örneklerin herhangi bir hazırlık aşamasına gerek duyulmaması ve bundan dolayı aynı örneklerin tekrar kullanılabilmesi ve çeşitli zaman dilimlerinde tekrar ölçümlerinin yapılabilmesidir (Joniot ve ark., 2006). Benzer çalışmalar göz önüne alınarak bu çalışmada da akrilik rezin numunelerin yüzey pürüzlülüğü ölçmek için mekanik profilometre cihazı kullanılmıştır (Koroğlu ve ark., 2016; Kurt ve ark., 2018). Akrilik rezin yüzey yapısının ve yüzey pürüzlülüğünün her bölgede homojen olamayacağı düşünüldüğünden, her bir örneğin yüzeyinden 3 farklı bölgeden yüzey pürüzlülük ölçümü yapılarak bu üç ölçümün ortalaması hesaplanmış ve o örnek için ortalama tek bir pürüzlülük değeri elde edilmiştir (de Sausa Porta ve ark.; Kabra ve ark., 2020; Machado ve ark., 2009).

Bu çalışmada, CHX’de bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmazken ($p>0.05$), en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerine 14. günde ulaşılmıştır. NaOCl, perasetik asit ve Zeta 7 solüsyonlarında bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğünde ilk 14 gün istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmazken ($p>0.05$), 21. gündeki yüzey pürüzlülüklerinde başlangıca göre istatistiksel olarak anlamlı bir artış meydana gelmiştir ($p<0.05$).

Badaro ve ark., 2017’de yaptıkları bir çalışmada ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerini her gün 9 dk fırçaladıktan sonra 20 dk boyunca %0.25’lik ve %0.5’lik

NaOCl solüsyonunda bekletmişler ve bu çalışmaya paralel olacak şekilde 21. gün sonundaki yüzey pürüzlülüğünün başlangıçtan daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Farklı olarak yüzey pürüzlülüğündeki ilk artışın 7. günde olduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebinin kimyasal yöntemlere ek olarak mekanik yöntemin de kullanılması olduğu düşünülebilir.

Fernandes ve ark. (2013), ısı ile polimerize olan ve mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezin örneklerini %1'lik NaOCl ve %2'lik perasetik asitte 30 dk ve 60 dk boyunca beklettikten sonra yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir. Mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezin örneklerin yüzey pürüzlülüğü ısı ile polimerize olan örneklerle göre daha az bulunmuştur. Çalışmamıza benzer şekilde solüsyonlar arasında uygulandığı süreden bağımsız olarak istatistiksel olarak fark bulamamışlardır. Hem perasetik asit hem de NaOCl solüsyonunda bekletilen örneklerin 30 dk sonrasındaki Ra değerleri başlangıç değerlerinden istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. 60 dk sonrasındaki Ra değerleri ise başlangıç değerlerinden istatistiksel olarak farklılık göstermemiştir. Bu çalışma uygulama süresi ve Ra değerlerinin ölçümünün yapıldığı periyotlar bakımından çalışmamızla farklılık göstermektedir.

Sczepanski ve ark. 2014 yılında yaptıkları çalışmalarında, %1'lik konsantrasyona sahip NaOCl ve perasetik asitin uzun ve kısa polimerizasyon süresine sahip akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemişler ve çalışmamıza benzer şekilde solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulamamışlardır. 30 dk sonrasında uzun polimerizasyon süresine sahip akrilik rezin örneklerinin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir değişiklik olmazken, kısa polimerizasyon süresine sahip akrilik rezin örneklerinin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğunu tespit etmişlerdir. Bu çalışma uygulama süresi ve perasetik asitin konsantrasyonu bakımından çalışmamızla farklılık göstermektedir. Çalışmamızda kullanılan akrilik rezin örnekleri kısa polimerizasyon süresine sahip olup %2'lik perasetik asit 5 dk uygulanmış ve yüzey pürüzlülüğündeki artış 21. günde ortaya çıkmıştır.

Panariello ve ark. (2015), ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerini %0.2 perasetik asit, %1 NaOCl, %1 CHX ve ticari bir temizleme tableti olan Corega içeren solüsyonlarda 10 sn bekletmiş, 1., 3., 21., 45. ve 90. siklusta yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir ve akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir.

Azavedo ve ark. (2006), ısı ile polimerize akrilik rezin ve poli etil metakrilat (PEMA) içerikli iki farklı astar materyalinin yüzey pürüzlüklerini değerlendirdiği çalışmalarında %1'lik NaOCl ve % 4'lük CHX kullanmışlardır. 7 gün sonunda hem akrilik rezin hem de astar materyallerinin yüzey pürüzlülüklerinde bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik bulamamışlardır.

Sharma ve ark., (2017) ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerini %1'lik NaOCl solüsyonunda 10 dk, %100'lük sirke içinde 10 dk ve sodyum perborat içeren efervesan içinde 30 dk günlük bekletme süresi olacak şekilde 3 ay bekletmişler ve yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmaya benzer şekilde %1'lik NaOCl solüsyonunda bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğünün arttığını bildirmişlerdir.

Paranhos ve ark. (2013), %0.5 NaOCl çözeltisini ısı ile polimerize akrilik rezin üzerine 182 gün boyunca uygulamışlar ve örneklerin yüzey pürüzlülüğünde artış gözlemlemişlerdir. Porwal ve ark. (2017), ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerini 180 gün boyunca günde 10 dk %0.5'lik NaOCl solüsyonunda bekletmiş ve yüzey pürüzlülüklerinde artış olduğunu belirtmiştir.

Da Silva ve ark. 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında kimyasal yolla polimerize olan akrilik rezin örneklerinin günde 10 dk boyunca %1'lik NaOCl, %2 CHX, %2 gluteralehit, sirke ve %3.8'lik sodyum perborat solüsyonunda bekletmişler ve 10 gün sonunda yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir. %1'lik NaOCl'de bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmazken, %2'lik CHX'de bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda ısı ile

polimerize akrilik rezin kullanılmış ve bu çalışmaya benzer olarak NaOCl'de bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğünde 7. ve 14. günde anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir. CHX'de bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğünde ise bu çalışmadan farklı olarak anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir. Bu farkın kullanılan materyallerin farklı olmasından kaynaklanmış olabileceği düşünülebilir.

De Sousa Porta ve ark.'nın (2015) yaptıkları bir çalışmada hastalar tarafından iki yıldır kullanılan ve ısı ile polimerize olan PMMA materyalinden yapılmış, tam protezleri %0,5'lik NaOCl solüsyonunda her gün 3 dk bekletmiş ve bu işlemi 90 gün boyunca tekrarlamışlardır. Protezlerin dezenfeksiyon solüsyonuna batırılmadan önceki yüzey pürüzlülükleri ölçülmüş ve ortalama Ra değerleri 0.47 μm olarak belirlenmiştir. 90 günün sonunda yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmadığını bildirmiştir. Sausa Porta ve ark.'larının çalışmasındaki ortalama Ra değerleri optimum Ra değeri olarak kabul edilen 0.2 μm 'nin iki katı ve bu çalışmadaki ortalama Ra değerlerinin ise yaklaşık sekiz katı değerindedir. Çalışmamızla farklılık göstermesinin sebebi, başlangıç yüzey pürüzlülüklerinin farklı olması, daha düşük konsantrasyonda NaOCl'nin günlük olarak daha az süre uygulanması olarak düşünülebilir.

Davi ve ark. (2010) mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklerini %0.5 ve %1'lik konsantrasyona sahip NaOCl solüsyonlarında 60 gün bekletmiş ve yüzey pürüzlülüklerinde anlamlı bir değişiklik bulmamışlardır. Benzer şekilde Paranhos ve ark., (2009) mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin kullandıkları çalışmalarındaki örnekleri günlük 20 dk olacak şekilde 180 gün boyunca %0.5 ve %1'lik NaOCl solüsyonlarında bekletmiş ve yüzey pürüzlülüklerinde bir değişiklik bulmamışlardır. Mikrodalga enerjisi ile polimerize akrilik rezinlerin potansiyel avantajları Phoenix ve ark (2004), tarafından, test edilen diğer tip akrilik rezinlere göre tasarruf edilen zaman, geliştirilmiş adaptasyon ve daha fazla yüzey sertliği olarak rapor edilmiştir. Ayrıca bu tip rezinlere eklenen glikol dimetakrilat gibi çapraz bağlayıcı ajanların materyalin aşınma direncini arttırdığı bilinmektedir.

Pinto ve ark. (2010), PMMA ve PEMA içerikli sert astar materyallerini %1'lik NaOCl'de günde 10 dk, %2 ve %5.25'lik NaOCl'de 5 dk olacak şekilde 30 gün boyunca bekletmişler ve PMMA içerikli sert astar materyalinin yüzey pürüzlülüğünde solüsyonların konsantrasyonundan bağımsız olarak artış görülürken, PEMA içerikli astar materyalinin yüzey pürüzlülüğünde azalma görüldüğünü belirtmişlerdir.

Machado ve ark. 2012 yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerini 1 dk boyunca %4'lük CHX ile fırçalamış daha sonra ise aynı solüsyonda günde 10 dk bekletmişlerdir ve 7. günün sonunda yüzey pürüzlülüklerinde anlamlı bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir. Carvalho ve ark. (2012), ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerini %4'lük CHX'de 60 dk bekletmiş ve yüzey pürüzlülüklerinde anlamlı bir değişiklik gözlemlememiştir. Bu çalışmalar, çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla benzerlik göstermektedir.

Davi ve ark. (2012), ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerine setilpiridinyum klorür içerikli Cepacol, %0.12 klorheksidin içerikli Periogard, sodyum perborat içerikli Polident, sitrik asit ve Corega tabletleri içeren dezenfeksiyon solüsyonlarında bekletmişlerdir. Solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Bir kuarterner amonyum bileşiği olan setilpiridinyum klorür içerikli Cepacol 10 dakika boyunca 180 tekrar ile uygulanmış ve akrilik rezin örneklerin yüzey pürüzlülüklerinde çalışmamızla benzer şekilde artışa sebep olmuştur.

Bütün bu çalışmalar göz önüne alındığında, dezenfeksiyon solüsyonlarının, uygulandığı sürenin artışına, konsantrasyona ve uygulandığı materyallere bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünde değişikliklere sebep olabileceği gözlenmektedir.

5. SONUÇLAR

Bu in vitro çalışmanın sınırlılıkları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Dezenfeksiyon solüsyonlarına batırılmadan önce ve sonrasında geçen süre boyunca tüm gruplar için yüzey pürüzlülüğü değerleri plak birikimi için eşik seviye olarak kabul edilen $0.2\ \mu\text{m}$ 'nin altında kalmıştır.
2. CHX'de bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir değişiklik meydana gelmemiştir.
3. NaOCl, perasetik asit ve Zeta 7 solüsyonunda bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüklerinde 7. ve 14. günlerde anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir. 21. gündeki yüzey pürüzlülükleri ise başlangıca göre artış göstermiştir.
4. Yüzey pürüzlülüğünde en fazla artışa NaOCl sebep olmuştur.
5. Protez dezenfeksiyonunda kullanılan solüsyonlarının akrilik kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğü değişimine uzun süreli etkisinin ortaya konması için daha uzun süreli çalışmalar yapılmasına gereksinim vardır.

ÖZET

Farklı dezenfektan solüsyonlarının akrilik kaide maddesinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi

Isıyla polimerize olan akrilik rezin kullanılarak protez üretimi, dental laboratuvarlardaki en yaygın tedavi prosedürlerinden biridir. Protezlerin üretiminden sonra kliniklere tesliminde ya da tamir ve besleme gibi dental laboratuvarlara gönderildiği durumlarda, çapraz enfeksiyon riskini engellemek açısından dezenfeksiyonu önem kazanmaktadır. Protezlerin kimyasal maddeler içeren dezenfektan solüsyonlar içinde bekletilmesi hem dental laboratuvarlar da hem de hastaların günlük protez temizliğinde kullandığı en yaygın yöntemlerden biridir. Bu solüsyonların; renklenme, mikroorganizma tutulumu ve dokularda mikro travmaya sebep olmaması açısından akrilik kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğünü arttırmaması istenmektedir.

Bu çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik rezin materyalinden hazırlanan 100 örnek rastgele 5 gruba ayrılmış distile su ve dört farklı dezenfektan solüsyonunda bekletilmiştir. Perasetik asitte 5 dk, sodyum hipoklorit, klorheksidin ve Zeta 7 solüsyonunda 10 dk olacak şekilde her gün bekletilerek, 7., 14. ve 21. günlerdeki yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür.

Elde edilen veriler istatistiksel olarak ANOVA ve Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi ile değerlendirilmiştir. İstatistiksel değerlendirmeler sonucunda dezenfektan solüsyonları arasında fark bulunmamıştır. Klorheksidine bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğünde 21 gün sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana gelmezken, sodyum hipoklorit, perasetik asit ve Zeta 7 solüsyonunda bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüklerindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler: Isı ile polimerize olan akrilik rezin, dezenfektan solüsyonları, yüzey pürüzlülüğü

SUMMARY

The effect of different disinfectant solutions on the surface roughness of the acrylic base material

Prosthesis fabrication using heat-polymerizing acrylic resin is one of the most common treatment procedures in dental laboratories. In cases where prostheses are delivered to clinics after production or sent to dental laboratories such as repair and relining, disinfection is important to prevent the risk of cross infection. Immersing the prostheses in disinfectant solutions containing chemical substances is one of the most common methods used by both dental laboratories and patients in daily prosthesis cleaning. These solutions must not increase the surface roughness of dental acrylic because of prevent the discoloration, microbial adhesion and micro trauma on tissues.

In this study, 100 samples prepared from heat polymerized acrylic resin material were randomly divided into 5 groups and kept in distilled water and four different disinfectant solutions. Surface roughness was measured on 7th, 14th and 21st days by soaking in peracetic acid for 5 minutes, sodium hypochlorite, chlorhexidine and Zeta 7 solution for 10 minutes every day.

The data obtained were evaluated statistically by ANOVA and Bonferroni Multiple Comparison Test. As a result of statistical evaluations, no difference was found between disinfectant solutions. While there was no statistically significant change in the surface roughness of the samples immersed in chlorhexidine after 21 days, the increase in the surface roughness of the samples immersed in sodium hypochlorite, peracetic acid and Zeta 7 solution was found to be statistically significant.

Keywords: Heat polymerizing acrylic resin, disinfectant solutions, surface roughness

KAYNAKLAR

- AGOSTINHO AM, MIYOSHI PR, GNOATTO N, PARANHOS HDEF, FIGUEREDO LC, SALVADOR SL (2004). Cross-contamination in the dental laboratory through the polishing procedure of complete dentures. *Braz Dent J*, **15**: 138-143.
- AHARIZ M, LOEB I, COURTOIS P (2010). Oral candidiasis and dentures. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, **111**: 74-78.
- AKAR GC, ERGUL S (2008). The oral hygiene and denture status among residential home residents. *Clin Oral Investig*, **12**: 61-65.
- ALHAREB A, AKIL H, AHMAD Z (2016). Influence of Al₂O₃/Y-TSZ mixture as filler loading on the radiopacity of PMMA denture base composites. *Procedia Chem*, **19**: 646-650.
- AL-HURAIISHI H, MORAN J, JAGGER R, MACDONALD E (2013). Evaluation of stain removal and inhibition properties of eight denture cleansers: an in vitro study. *Gerodontology*, **30**: 10-17.
- AL-KHERAIF AAA (2014). The effect of mechanical and chemical polishing techniques on the surface roughness of heat-polymerized and visible light polymerized acrylic denture base resin. *Saudi Dent J*, **6**: 56-62.
- ALP G, JOHNSTON WM, YILMAZ B (2019). Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly(methyl methacrylate) denture base materials. *J Prosthet Dent*, **121**: 347-352.
- ANDRADE IM, ANDRADE KM, PISANI MX, SILVA-LOVATO CH, SOUZA RF, PARANHOS HFO (2014). Trial of an experimental castor oil solution for cleaning dentures. *Braz Dent J*, **25**: 43-47.
- ANONYMOUS 2011, R DEVELOPMENT CORE TEAM. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL. Erişim adresi: (<http://www.R-project.org/>).
- ANUSAVICE KJ, SHEN C, RAWLS HR (2012). Phillips' science of dental materials. 12th ed: Elsevier Health Sciences, p.: 92-111.
- ARIKAN A, OZKAN YK, ARDA T, AKALIN B (2010). Effect of 180 days of water storage on the transverse strength of acetal resin denture base material. *J Prosthodont*, **19**: 47-51.
- ARRUDA CN, SORGINI DB, OLIVEIRA VC (2015). Effects of denture cleansers on heatpolymerized acrylic resin-a five-year-simulated period of use. *Braz Dent J*, **26**: 404-408.
- 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. *J Prosthodont*, **15**: 235-242.

- BABU MR, RAO CS, AHMED ST (2014): A comparative evaluation of the dimensional accuracy of heat polymerised PMMA denture base cured by different curing cycles and clamped by RS technique and conventional method an in vitro study. *J Int Oral Health*, **6**: 68- 75.
- BADARO MM, SALLES MM, DE ARRUDA CNF, OLIVEIRA VC, DE SOUZA RF, PARANHOS HFO, SILVA-LOVATO CH (2017). In vitro analysis of surface roughness of acrylic resin exposed to the combined hygiene method of brushing and immersion in Ricinus Communis and Sodium Hypochlorite. *J Prosthodont*, **26**: 516-521.
- BAHRANI F, SAFARI A, VOJDANI M, KARAMPOOR G, PATIL S (2012). Comparison of hardness and surface roughness of two denture bases polymerized by different methods. *World J Dent*, **3**: 171-175.
- BANTING DW, HILL SA (2001). Microwave disinfection of dentures for the treatment of oral candidiasis. *Spec Care Dentist*, **21**: 4-8.
- BASAVANNA JM, JUJARE RH, VARGHESE RK, SINGH VD, GAURAV A (2016). Effects of laboratory disinfecting agents on dimensional stability of three commercially available heat-cured denture acrylic resins in india: an in-vitro study. *J Clin Diagn Res*, **10**: 27-31.
- BASAVARAJAPPA S, ABDULLAH ALKHERAIF AA, ALHIJJI SM, MATINLINNA JP, VALLITTU PK (2017). Effect of ethanol treatment on mechanical properties of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture base polymer. *Dent Mater J*, **36**: 834-841.
- BHATHAL MK, KUKREJA U, KUKREJA N (2018). Evaluation of efficacy of different denture disinfectants on biofilms formed on acrylic resin. *Dent J Adv Stud*, **6**: 20-27.
- BHOWMICK AK, STEPHENS HL (2001). Handbook of elastomers. 2nd ed.: CRC Press, p.:109-133.
- BIDRA AS, TAYLOR TD, AGAR JR (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status and future perspectives. *J Prosthet Dent*, **109**: 361-366.
- BLOCK SS (2001). Disinfection sterilization and preservation. 5th ed.: Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p.: 135-382.
- BOLLEN 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. *Dent Mater J*, **13**: 258-269.
- BRAUN KO, MELLO JA, RACHED RN, DELBEL CURY AA (2003). Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *J Oral Rehabil*, **30**: 91-98.
- CAKAN U, KARA O, KARA HB (2015). Effects of various denture cleansers on surface roughness of hard permanent relined resins. *Dent Mater J*, **34**: 246-251.

- 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. *J Prosthet Dent*, **93**: 483-487.
- CANADAS MDB, GARCIA LFR, CONSANI S, PIRES DE SOUZA FCP (2010). Color stability, surface roughness, and surface porosity of acrylic resins for eye sclera polymerized by different heat sources. *J Prosthodont*, **19**: 52-57.
- CARRILHO MR, CARVALHO RM, SOUSA EN, NICOLAU J, BRESCHI L, MAZZONI A (2010). Substantivity of chlorhexidine to human dentin. *Dent Mater J*, **26**: 779-785.
- CARVALHO CF, VANDERLEI AD, MAROCHO SM, PEREIRA SM, NOGUEIRA L, PAES-JÚNIOR TJ (2012). Effect of disinfectant solutions on a denture base acrylic resin. *Acta Odontol Latinoam*, **25**: 255-260.
- CHASSOT ALC, POISL MIP, SAMUEL SMW (2006). In vivo and in vitro evaluation of the efficacy of a peracetic acid based disinfectant for decontamination of acrylic resins. *Braz Dent J*, **17**: 117-121.
- CHEN CZ, COOPER SL (2002). Interactions between dendrimer biocides and bacterial membranes. *Biomaterials*, **23**: 3359-3368.
- CHEN J (2020). Pathogenicity and transmissibility of 2019-nCoV-A quick overview and comparison with other emerging viruses. *Microbes Infect*, **22**: 69-71.
- CHEN SY, LIANG WM. (2004). Effects of fillers on fiber reinforced acrylic denture base resins. *Mid-Taiwan J Med*, **9**: 203-210.
- CHIDAMBARANATHAN AS, BALASUBRAMANIAM M (2019). Comprehensive review and comparison of the disinfection techniques currently available in the literature. *J Prosthodont*, **28**: 849-856.
- COCO BJ, BAGG J, CROSS LJ, JOSE A, CROSS J, RAMAGE G (2008). Mixed *Candida albicans* and *Candida glabrata* populations associated with the pathogenesis of denture stomatitis. *Oral Microbiol Immunol*, **23**: 377-383.
- COELHO CM, SOUSA YT, DARÉ AM (2004). Denture related oral mucosal lesions in a Brazilian school of dentistry. *J Oral Rehabil*, **31**: 135-139.
- CORSALINI M, BOCCACCIO A, LAMBERTI L, PAPPALLETTERE C, CATAPANO S, CAROSSA S (2009). Analysis of the performance of a standardized method for the polishing of methacrylic resins. *Open Dent J*, **3**: 233-240.
- COTRIM LEF, SANTOS EM, JORGE AOC (2001). Bio-security procedures accomplished by surgeon-dentists and laboratories during dental making prosthesis. *Rev Odontol*, **30**: 233-244.
- COULTHWAITE L, VERRAN J (2007). Potential pathogenic aspects of denture plaque. *Br Dent J*, **64**: 180-189.
- CRAIG RG, PEYTON FA, ASGAR K (2019). Restorative dental materials, 14th ed.: Mosby, St Louis. p.:135-170.

- CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC (2014). Dental Materials, Properties and Manipulation, 10th ed.: Mosby, St Louis. p.:164-182.
- ÇALIKKOCAOGLU S (2010). Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi: Klasik Tam Protezler. 5. Baskı, İstanbul: Quintessence Yayıncılık, s.:493-496.
- ÇEVİK P (2013). Silika ve titanyum dioksit ilavesinin iki farklı maksillofasiyal silikon elastomerin mekanik özelliklerine etkisi. Doktora tezi, SÜ Diş Hekimliği Fakültesi, Konya.
- DA SILVA FC, KIMPARA ET, MANCINI MNG, BALDUUCCI I, JORGE AOC, KOGA-ITO CV (2008). Effectiveness of six different disinfectants on removing five microbial species and effects on the topographic characteristics of acrylic resin. *J Prosthodont*, **17**: 627-632.
- DAVI LR, FELIPUCCI DN, DE SOUZA RF, BEZZON OL, LOVATO-SILVA CH, PAGNANO VO (2012). Effect of denture cleansers on metal ion release and surface roughness of denture base materials. *Braz Dent J*, **23**: 387-393.
- DAVI LR, PERACINI A, DE QUEIROZ RIBEIRO N, SOARES RB, DA SILVA CHL, PARANHOS HFO, DE SOUZA RF. (2010). Effect of the physical properties of acrylic resin of overnight immersion in sodium hypochlorite solution. *Gerodontology*, **27**: 297-302.
- DE SAUZA RF, DE FREITAS OPH, LOVATO DA SILVA CH, ABU-NABA'A L, FEDOROWICZ Z, GURGAN CA (2009). Interventions for cleaning dentures in adults. *Cochrane Database Syst Rev*, **7**: CD007395.
- DE SOUSA PORTA SR, DE LUCENA-FERREIRA SC, DA SILVA WJ, DEL BEL CURY AA (2015). Evaluation of sodium hypochlorite as a denture cleanser: a clinical study. *Gerodontology*, **32**: 260-266.
- DIKBAS I, KOKSAL T, CALIKKOCAOGLU S (2006). Investigation into the cleanliness of denture in a university hospital. *Int J Prosthodont*, **19**: 294-298.
- DOVIGO LN, PAVARINA AC, RIBEIRO DG, DE OLIVEIRA JA, VERGANI CE, MACHADO AL (2009). Microwave disinfection of complete dentures contaminated in vitro with selected bacteria. *J Prosthodont*, **18**: 611-617.
- DURKAN R, AYAZ EA, BAGIS B, GURBUZ A, OZTURK N, KORKMAZ FM (2013). Comparative effects of denture cleansers on physical properties of polyamide and polymethyl methacrylate base polymers. *Dent Mater J*, **32**: 367-375.
- ELLEPOLA AN, SAMARANAYAKE LP (2000). Oral candidal infections and antimicrobics. *Crit Rev Oral Biol Med*, **11**: 172-198.
- ERYILMAZ M (2008). Dezenfeksiyon ve Antisepsi. *Ankara Ecz Fak Derg*, **37**: 311-331.
- FALLAHI HR, KEYHAN SO, ZANDIAN D, KIM SG, CHESHMI B (2020). Being a front-line dentist during the Covid-19 pandemic: a literature review. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*, **21**: 58-59.
- FELTON D (2011). Edentulism and comorbid factors. *J Prosthodont*, **18**: 88-96.

- FELTON D, COOPER L, DUQUM I, MINSLEY G, GUCKES A, HAUG S (2011). Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures: a publication of the American College of Prosthodontists. *J Prosthodont*, **1**: 1-20.
- FERNANDES FH, ORSI IA, VILLABONA CA (2013). Effects of the peracetic acid and sodium hypochlorite on the colour stability and surface roughness of the denture base acrylic resins polymerised by microwave and water bath methods. *Gerodontology*, **30**: 18-25.
- FERREIRA MA, PEREIRA-CENCI T, RODRIGUES DE VASCONCELOS LM, RODRIGUES-GARCIA RC, DEL BEL CURY AA (2009). Efficacy of denture cleansers on denture liners contaminated with *Candida* species. *Clin Oral Investig*, **13**: 237-242.
- GERBA CP (2015). Quaternary Ammonium Biocides: Efficacy in Application. *Appl Environ Microbiol*, **81**: 464-469.
- GLASS RT, CONRAD RS, BULLARD JW, GOODSON LB, MEHTA A, STANLEY JL (2010). Evaluation of microbial flora found in previously worn prostheses from the northeast and southwest regions of the United States. *J Prosthet Dent*, **103**: 384- 389.
- GONCALVES AR, MACHADO AL, VERGANI CE, GIAMPAOLO ET, PAVARINA AC (2007). Effect of disinfection on adhesion of reline polymers. *J Adhesion*, **83**: 139-150.
- GORNITSKY M, PARADISI I, LANDAVERDE G, MALO AM, VELLY AM (2002). A clinical and microbiological evaluation of denture cleansers for geriatric patients in long-term care institutions. *J Can Dent Assoc*, **68**: 39-45.
- GUNGOR H, GUNDOGDU M, DUYMUS ZY (2014). Investigating of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. *J Prosthet Dent*, **112**: 1271-1277.
- HASEEB R, LAU M, SHEAH M, MONTAGNER F, QUIRAM G, PALMER K, STEFAN MC, RODRIGUES DC (2016). Synthesis and Characterization of New Chlorhexidine-Containing Nanoparticles for Root Canal Disinfection. *Materials*, **9**: 452-466.
- HASHEM M, ALSALEEM SO, ASSERY MK (2014). A comparative study of the mechanical properties of the light-cure and conventional denture base resins. *Oral Health Dent Manag*, **13**: 311-315.
- HASHIZUME LN, HASHARUK MF, MORIRA MJS (2015). Effect of affordable disinfectant solutions on *Candida Albicans* adhered to acrylic resin for dental prosthesis. *RGO Rev Gauch Odontol*, **3**: 309-314.
- HONG G, MURATA H, LI Y, SADAMORI S, HAMADA T (2009). Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent*, **101**: 205-213.
- HORA PI, PATI SG, MCNAMARA PJ, ARNOLD WA (2020). Increased use of quaternary ammonium compounds during the SARS-CoV-2 pandemic and beyond: Consideration of environmental implications. *Environ Sci Technol Lett*, **7**: 622-631.

- HUMAYUNKALEEM S, KASHIF I, NOORUL HA, FATIMA U (2014). Knowledge and practice of sterilization among different health care workers, Pak. *Oral Dent J*, **34**: 507-509.
- ISO. 1999. Dentistry: Denture base polymers. International Organization for Standardization Geneva, Switzerland.
- INFANTE L, YILMAZ B, MCGLUMPHY E, FINGER I (2013). Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, **111**: 351-355.
- JAGGER DC, AL-AKHAZAM L, HARRISON A, REES JS (2002). The effectiveness of seven denture cleansers on tea stain removal from PMMA acrylic resin. *Int J Prosthodont*, **15**: 549- 552.
- JAGGER DC, AL JABRA O, HARRISON A (2004): The effect of a range of disinfectants on the dimensional accuracy of some impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, **12**: 154-160.
- JAGGER R (2009). Lack of evidence about the effectiveness of the different denture cleaning methods. *Evid Based Dent*, **10**: 109.
- JEFFERIES SR (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-art review. *Dent Clin North Am*, **51**: 379-397.
- JENNINGS MC, MINBIOLE KPC, WUEST WM (2015). Quaternary Ammonium Compounds: An Antimicrobial Mainstay and Platform for Innovation to Address Bacterial Resistance. *ACS Infect Dis*, **1**: 288-303.
- JONIoT S, SALOMON JP, DEJOU J, GREGOIRE G (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*, **31**: 39-46.
- JOSE A, COCO BJ, MILLIGAN S, YOUNG B, LAPPIN DF, BAGG J (2010). Reducing the incidence of denture stomatitis: are denture cleansers sufficient? *J Prosthodont*, **19**: 252-257.
- KABRA R, RODRIGUES SJ, PAI U, SHENOY R, SHETTY TB, HEGDE P, SALDANHA S (2020). Evaluation of chemical disinfection and microwave irradiation on denture base materials: An in vitro study. *Indian J Dent Res*, **31**: 282-290.
- KAKABOURA A, FRAGOULI M, RAHIOTIS C, SILIKAS N (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, **18**: 155-163.
- KAMPF G, TODT D, PFAENDER S, STEINMANN E (2020). Persistence of coronaviruses on inanimate surfaces and its inactivation with biocidal agents. *J Hosp Infect*, **104**: 246-251.
- KIESOW A, SAREMBE S, PIZZEY RL, AXE AS, BRADSHAW DJ (2016). Material compatibility and antimicrobial activity of consumer products commonly used to clean dentures. *J Prosthet Dent*, **115**: 189-198.

- KOHN WG, COLLINS AS, CLEVELAND JL, HARTE JA, EKLUND KJ, MALVITZ DM (2003). Guidelines for Infection Control in Dental Health-Care Settings. Department of Health and Human Services Centres for Disease Control and Prevention, **52**: 1-61.
- KOROGLU A, SAHIN O, DEDE DO, DENIZ ST, KARACAN SEVER N, OZKAN S (2016). Efficacy of denture cleaners on the surface roughness and Candida albicans adherence of sealant agent coupled denture base materials. *Dent Mater J*, **35**: 810-816.
- KUHAR M, FUNDUK N (2005). Effect of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *J Prosthet Dent*, **93**: 76-85.
- KURT A, ERKOSE-GENC G, UZUN M, SARI T, ISIK-OZKOL G (2018) The effect of cleaning solutions on a denture base material: elimination of Candida Albicans and alteration of physical properties. *J Prosthodont*, **27**: 577-583.
- KWON TY, BAGHERI R, KIM YK, KIM KH, BURROW MF (2012). Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *J Investig Clin Dent*, **3**: 3-16.
- LAVANYA SV, KUMAR C (2015). Study to assess the disinfection of dental prostheses to clear locally prevalent microbial strains. *J Evid Based Med Health*, **2**: 8304-8307.
- LEGGAT PA, KEDJARUNE U (2003). Toxicity of methyl methacrylate in dentistry. *Int Dent J*, **53**: 126-131.
- LI J, HELMERHORST EJ, LEONE CW (2004). Identification of early microbial colonizers in human dental biofilm. *J Appl Microbiol*, **97**:1311–1318.
- LIEBERMANN A, WIMMER T, SCHMIDLIN PR, SCHERER H, LOFFLER P, ROOS M, STAWARCZYK B (2015). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent*, **115**: 321-328.
- LIM KS. Chlorhexidine pharmacology and clinical applications (2008). *Anaesth Intensive Care*, **36**: 502-512.
- LIMA EM, MOURA JS, DEL BEL CURY AA, GARCIA RC, CURY JA (2006). Effect of enzymatic and NaOCl treatments on acrylic roughness and on biofilm accumulation. *J Oral Rehabil*, **33**: 356-362.
- LIRA AF, CONSANI RL, MESQUITA MF, NOBILO MA, HENRIQUES GE (2012). Effect of toothbrushing, chemical disinfection and thermocycling procedures on the surface microroughness of denture base acrylic resins. *Gerodontology*, **29**: 891-897.
- LOUKILI NH, GRANBASTIEN B, FAURE K, GUERY B, BEAUCAIRE G (2006). Effect of different stabilized preparation of peracetic acid on biofilm. *J Hosp Infect*, **63**:70-72.
- LOXLEY EC, LIEWEHR FR, BUXTON TB, MCPHERSON JC (2003). The effect of various intracanal oxidizing agents on the push-out strength of various perforation repair materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **95**: 490-494.
- LUNG C, DARVELL B (2005). Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. *Dent Mater*, **21**: 1119-1128.

- LUNG C, DARVELL B (2007). Methyl methacrylate monomer-polymer equilibrium in solid polymer. *Dent Mater*, **23**: 88-94.
- MACHADO AL, BREEDING LC, VERGANI CE, DA CRUZ PEREZ LE (2009). Hardness and surface roughness of reline and denture bases acrylic resins after repeated disinfection procedures. *J Prosthet Dent*, **102**: 115-122.
- MACHADO AL, GIAMPAOLO ET, PAVARINA AC, JORGE JH, VERGANI CE (2012). Surface roughness of denture base and reline materials after disinfection by immersion in chlorhexidine or microwave irradiation. *Gerodontology*, **29**: 375-382.
- MCCABE JF, WALLS AW (2013). Applied dental materials. 9th ed.: John Wiley & Sons. Chapter 12.
- MIMA EG, PAVARINA AC, VARGAS FDA S, GIAMPAOLO ET, MACHADO AL, VERGANI CE (2011). Effectiveness of chlorhexidine on the disinfection of complete dentures colonised with fluconazole-resistant *Candida albicans*: in vitro study. *Mycoses*, **54**: 506-512.
- MOJARAD N, KHALILI Z, AALAEI S (2017). A comparison of the efficacy of mechanical, chemical, and microwave radiation methods in disinfecting complete dentures. *Dent Res J*, **14**:131-136.
- MOLINARI JA (2003). Infection Control: its evolution to the current standard precautions *J Am Dent Assoc*, **134**: 569-574.
- MUSCAT Y, FARRUGIA C, CAMILLERI L, ARIAS-MOLIZ MT, VALDRAMIDIS V, CAMILLERI J (2018). Investigation of acrylic resin disinfection using chemicals and ultrasound. *J Prosthodont*, **27**: 461-468.
- NEPPELENBROEK KH, PAVARINA AC, VERGANI CE, GIAMPAOLO ET (2005). Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. *J Prosthet Dent*, **93**: 171-176.
- NIKAWA H, CHEN J, HAMADA T, NISHIMURA M, POLYZOS G (2001). *Candida albicans* colonization on thermal cycled maxillofacial polymeric materials in vitro. *J Oral Rehabil*, **28**: 526-533.
- 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. *Int J Prosthodont*, **12**: 153-159.
- NOVAIS PM, GIAMPAOLO ET, VERGANI CE, MACHADO AL, PAVARINA AC, JORGE JH (2009). The occurrence of porosity in reline acrylic resins. Effect of microwave disinfection. *Gerodontology*, **26**: 65-71.
- O'BRIEN WJ (2002). Dental materials and their selection. 3rd ed.: Canada: Quintessence Pub. Co. p.:24-36 .
- O'BRIEN WJ (2008). Dental materials and their selection. 4th ed.: Chicago: Quintessence Pub. Co. p.:75-113.

- OEI JD, ZHAO WW, CHU L, DE SILVA MN, GHIMIRE A, RAWLS HR (2012). Antimicrobial acrylic materials with in situ generated silver nanoparticles. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **100**: 409-415.
- OLIVEIRA LV, MESQUITA MF, HENRIQUES GE, CONSANI RL, FRAGOSO WS (2008). Effect of polishing technique and brushing on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthodont*, **17**: 308-311.
- ORSI IA, ANDRADE VG, BONATO PS, RAIMUNDO LB, HERZOG DS, BORIE E (2011). Glutaraldehyde release from heat polymerized acrylic resins after disinfection and chemical and mechanical polishing. *Braz Dent J*, **22**: 490-496.
- OTO GEÇİM N, HARMANCI N (2005). Evlerde kullanılan kimyasalların toksikolojik etkileri. *Türk Hij Den Biyol Derg*, **62**, 55-58.
- PANARIELLO BH, IZUMIDA FE, MOFFA EB, PAVARINA AC, JORGE JH, GIAMPAOLO ET (2015). Effects of short term immersion and brushing with different denture cleansers on the roughness, hardness, and color of two types of acrylic resin. *Am J Dent*, **28**: 150-156.
- PARANHOS HDE F, DAVI LR, PERACINI A, SOARES RB, LOVATO CH, SOUZA RF (2009). Comparison of physical and mechanical properties of microwave polymerized acrylic resin after disinfection in sodium hypochlorite solutions. *Braz Dent J*, **20**: 331-335.
- PARANHOS HDE F, PERACINI A, PISANI MX, OLIVEIRA VDE C, DE SOUZA RF, SILVA-LOVATO CH (2013). Color stability, surface roughness and flexural strength of an acrylic resin submitted to simulated overnight immersion in denture cleansers. *Braz Dent J*, **24**: 152-156.
- PARVAZI A, LINDQUIST T, SCHNEIDER R, WILLIMSON D, BOYER D, DAWSON DV (2004). Comparison of the dimensional accuracy of injection molded denture base materials to that of conventional pressure pack acrylic resin. *J Prosthodont*, **13**: 83-89.
- PAVARINA AC, NEPPELENBROEK KH, GUINESI AS, VERGANI CE, MACHADO AL, GIAMPAOLO ET (2005). Effect of microwave disinfection on the flexural strength of hard chairside relined resins. *J Dent*, **33**: 741-748.
- 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. *J Oral Rehabil*, **30**: 532-536.
- PERACINI A, DAVI LR, DE QUEIROZ RIBEIRO N, DE SOUZA RF, LOVATO DA SILVA CH, DE FREITAS OLÍVIERA PARANHOS H. (2010). Effect of denture cleansers on physical properties of heat-polymerized acrylic resin. *J Prosthodont Res*, **54**: 78-83.
- PERÇİN D, ESEN S (2009). Güncel dezenfektanlar ve dezenfeksiyon uygulamalarındaki sorunlar. *Ankem Derg*, **23**: 89-93.
- PERO AC, BARBOSA DB, MARRA J, RUVOLO-FILHO AC, COMPAGNONI MA (2008). Influence of microwave polymerization method and thickness on porosity of acrylic resin. *J Prosthodont*, **17**: 125-129.

- PHOENIX RD, MANSUETO MA, ACKERMAN NA (2004). Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. *J Prosthodont*, **13**: 17-27.
- PINTO LDE R, ACOSTA EJ, TÁVORA FF, DA SILVA PM, PORTO VC (2010). Effect of repeated cycles of chemical disinfection on the roughness and hardness of hard relined acrylic resins. *Gerodontology*, **27**: 147-153.
- PORWAL A, KHANDELWAL M, PUNIA V, SHARMA V (2017). Effect of denture cleansers on color stability, surface roughness, and hardness of different denture base resins. *J Indian Prosthodont Soc*, **17**: 61-67.
- POWERS JM, WATAHA JC (2014). Dental Materials-E-Book: Properties and Manipulation, 10th ed.: Elsevier Mosby. p.:163-187.
- QUIRYNEN M, BOLLEN CM (1995). The influence of surface roughness and surface free energy on supra and subgingival plaque formation in man. A review of literature. *J Clin Periodontol*, **22**: 1-14.
- RAWLS HR, STARR J, KASTEN F, MURRAY M, SMID J, CABASSO I (1990). Radiopaque acrylic resins containing miscible heavy-metal compounds. *Dent Mater*, **6**: 250-255.
- REDDING S, BHATT B, RAWLS HR, SIEGEL G, SCOTT K, LOPEZ-RIBOT J (2009). Inhibition of *Candida albicans* biofilm formation on denture material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **107**: 669-672.
- RODRIGUES GARCIA RC, JOANE AUGUSTO DE SJR, RACHED RN, DEL BEL CURY AA (2004). Effect of denture cleansers on the surface roughness and hardness of a microwave-cured acrylic resin and dental alloys. *J Prosthodont*, **13**:173-178.
- RUEGGEBERG FA (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent*, **87**: 364-379.
- RUTALA WA, WEBER DJ (2008). Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee (HICPAC). Guideline for disinfection and sterilization in healthcare facilities. p.: 1-158.
- RUTALA WA, WEBER DJ (2014). Selection of the ideal disinfectant. *Infect Control Hosp Epidemiol*, **35**: 855-865.
- SALLES MM, OLIVEIRA VC, DE SOUZA RF, SILVA CHL, PARANHOS HFO (2015). Antimicrobial action of sodium hypochlorite and castor oil solution for denture cleaning-in vitro evaluation. *Braz Oral Res*, **29**: 1-6.
- SARTORI EA, SCHMIDT CB, WALBER LF, SHINKAI RS (2009). Effect of microwave disinfection on denture base adaptation and resin surface roughness. *Braz Dent J*, **17**: 195-200.
- SATPALTY A, DHAKSHAINI MR, GUJJARI AK (2013). An evaluation of the adherence of candida albicans on the surface of heat cure denture base material subjected to different stages of polishing. *J Clin Diagn Res*, **7**: 2360-2363.

- SCHWINDLING FS, RAMMELSBERG P, STOBBER T (2014). Effect of chemical disinfection on the surface roughness of denture base materials: a systematic review. *Int J Prosthodont*, **27**: 215-225.
- SCZEPANSKI F, SCZEPANSKI CRB, BERGER SB, CONSANI RLX, GONINI-JÚNIOR A, GUIRALDO RD (2014). Effect of sodium hypochlorite and peracetic acid on the surface roughness of acrylic resin polymerized by heated water for short and long cycles. *Eur J Dent*, **8**: 533-537.
- SHARMA P, GARG S, KALRA NM (2017). Effect of denture cleansers on surface roughness and flexural strength of heat cure denture base resin: An In vitro study. *J Clin Diagn Res*, **11**: 94-97.
- SHAY K (2000). Denture hygiene: a review and update. *J Contemp Dent Pract*, **1**: 28-41.
- SIPAHI C, ANIL N, BAYRAMLI E (2001). The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *J Dent*; **29**: 197-204.
- STRAJNIC L, DOKIC M, VUCINIC P (2011). Contemporary methods and mobile denture cleansers and theirs significance for older population. *Med Pregl*, **64**: 497-502.
- TAYLOR R, MARYAN C, VERRAN J (1998). Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *J Prosthet Dent*, **80**: 592-597.
- THAMLIKITKUL V, TRAKULSOMBOON S, LOUISIRIROTCHANAKUL S, CHAIPRASERT A, FOONGLADDA S, THIPSUVAN K (2001). Microbial killing activity of peracetic acid. *J Med Assoc Thai*, **84**: 1375-1382.
- TUNCDEMİR AR, UĞUR AR, ÖZDEMİR B, KAHRAMAN KT (2018). Antimicrobial activity of different solutions on denture base materials. *J Pediatr Infect Dis*. **13**: 308-312.
- UÇAR Y, BAKAR O, EKİNCİ M, KAYAR B. (2013). Poliamid ile farklı polimetilmetakrilat protez kaide materyallerinin mikroorganizma tutulumunun karşılaştırılması. *Med J Suleyman Demirel Uni*. **20**: 8-13.
- VALENTINI- MIOSO F, MASKE TT, CENCI MS, BOSCATO N, PEREIRA-CENCI T (2018). Chemical hygiene protocols for complete dentures: A crossover randomized clinical trial. *J Prosthet Dent*, **121**: 83-89.
- VALLITTU PK (1996). The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. *Acta Odontol Scand*, **54**: 188-192.
- VÁZQUEZ-RODRIGUEZ I, ESTANY-GESTAL A, SEOANE-ROMERO J, MORA MJ, VARELA-CENTELLES P, SANTANA-MORA U (2018). Quality of cross-infection control in dental laboratories. A critical systematic review. *Int J Qual Health Care*, **30**: 496-507.
- VERRAN J, BOYD RD (2001). The relationship between substratum surface roughness and microbiological and organic soiling: A review. *Biofouling*, **17**: 59-71.

- VERRAN J, JACKSON S, COULTHWAIT L, SCALLAN A, LOEWY Z, WHITEHEAD K (2014). The effect of dentifrice abrasion on denture topography and the subsequent retention of microorganisms on abraded surfaces. *J Prosthet Dent*, **112**: 1513-1522.
- VIEIRA APC, SENNA PM, DA SILVA WJ, DEL BEL CURY AA (2010). Long-term efficacy of denture cleansers in preventing *Candida* spp. biofilm recolonization on liner surface. *Braz Oral Res*, **24**: 342-348.
- VITALARIU AM, DIACONU D, TATARCUC D, AUNGURENCEI O, MOISEI M, BÂRLEAN L (2015). Effects of surface characteristics of the acrylic resins on the bacterial colonization. *Revista de Chimie*, **66**: 1720-1724.
- WADY AF, MACHADO AL, VERGANI CE, PAVARINA AC, GIAMPAOLO ET (2011). Impact strength of denture base and relined acrylic resins subjected to long-term water immersion. *Braz Dent J*, **22**: 56-61.
- WHITEHEAD SA, SHEARER AC, WATTS DC, WILSON NHF (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, **22**: 421-427.
- WHITEHEAD SA, SHEARER AC, WATTS DC, WILSON NHF (1999). Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater*, **15**: 79-86.
- XIAN PENG XX, LI Y, CHENG L, ZHOU X, REN B (2020). Transmission routes of 2019-nCoV and controls in dental practice. *Int J Oral Sci*, **12**: 1-6.
- YAVUZYILMAZ H, ULUSOY M, KEDİCİ PS, KANSU G (2003). Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları, Ankara. s: 83-108.
- YILDIRIM-BICER AZ, PEKER I, AKCA G, CELİK I (2014). In vitro antifungal evaluation of seven different disinfectants on acrylic resins. *BioMed Res Int*, 2014:519098.
- YILMAZ SK, OZAN O, RAMOĞLU S, AKTÖRE H, HAMİŞ A (2014). Protez temizleyicilerinin yumuşak astar maddelerinin renk stabiliteyi üzerine etkisinin değerlendirilmesi. *Atatürk Uni Diş Hek Fak Derg*, **25**: 59-65.
- YUZBASIOĞLU E, SARAC D, CANBAZ S, SARAC YS, CENGİZ SA (2009). Survey of cross-infection control procedures: knowledge and attitudes of Turkish dentists. *J Appl Oral Sci*, **17**: 565-569.
- ZAİMOĞU A, CAN G, ERSOY A, AKSU L. (1993). Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi, AÜ Diş Hek. Fak Yayınları, Ankara. s.: 489-512.
- ZHOU W, REN B, ZHOU X, WEIR MD, LI M, FENG M, LI J, XU X, CHENG L (2016). Novel cavity disinfectants containing quaternary ammonium monomer dimethylaminododecyl methacrylate. *Materials*, **9**: 674.
- ZISSIS A, POLYZOIS GL, YANNIKAKIS SA, HARRISON A (2000). Roughness of denture materials: A Comparative Study. *Int J Prosthodont*, **13**: 136-140.

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı : Sebile
Soyadı : Altıntaş
T.C. : 36280571800
Doğum Yeri : Mestanlık / Kırcaeli / Bulgaristan
Doğum Tarihi : 10 / 05 / 1989
Medeni Hali : Bekâr
Yabancı Dil : İngilizce

II- İletişim Bilgileri

Adresi : Emniyet Mh. İncitaş Sk. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Yenimahalle /
Ankara.
GSM : 0 533 686 44 06
e-posta : sebilealtnts@gmail.com

III- Eğitim Bilgileri

2017-2020 Diş Hekimliğinde Uzmanlık: Ankara Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
2008-2014 Lisans: Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
İstanbul
2003-2007 Lise: Sakarya Atatürk Lisesi, Sakarya
1995-2003 İlköğretim: Fatih İlköğretim Okulu, Sakarya

IV- Üyelikler

- TDB (Türk Diş Hekimleri Birliği)
- ITI (International Team for Implantology)

V- Akademik Etkinlikler

Bildiriler:

- Altıntaş S, Avcı H, Korkut B, **Tagtekin D**, Yanıkoglu F. Amalgam Restorasyonların, Amalgam ve Rezin Kompozitle Tamiri Sonrası Bağlanma Dirençlerinin İncelenmesi. Restoratif Dişhekimliği Derneği 19. Uluslararası Bilimsel Kongresi. 27-28 Ekim 2014. İstanbul-Türkiye.
- **Altıntaş S**, Eres N, Aldemir K. Reshaping Cervical Gingiva and Interproximal Papilla Around the Implant with Provisional Crown, PIEG DIA 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, May 10-13, 2018 Antalya-Türkiye
- **Altıntaş S**, Bağış N, Akat B, Erdil D. Limitli İnterokluzal Mesafesi Olan Hastada Multidisipliner Tedavi Yaklaşımı, TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 27-30 Eylül 2018 Ankara- Türkiye.
- **Altıntaş S**, Eres N, Erdil D, Akören AC. Prosthetic Rehabilitation of a Bruxist Patient with Severe Dental Wear, Joint Meeting of the International College of Prosthodontists and the European Prosthodontic Association, September 4-7, 2019 Amsterdam-Netherlands.
- ITI Turkey&Azerbaijan Section Meeting, 30 Kasım-1 Aralık 2018, Antalya-Türkiye.