

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

**MİKRODALGA İLE DEZENFEKSİYONUN FARKLI KAİDE
AKRİLLERİNİN BOYUTSAL DOĞRULUĞU ÜZERİNDEKİ
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Arzu ARMAĞANCI

**Samsun
Aralık-2013**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

**MİKRODALGA İLE DEZENFEKSİYONUN FARKLI KAİDE
AKRİLLERİNİN BOYUTSAL DOĞRULUĞU ÜZERİNDEKİ
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Arzu ARMAĞANCI

**Danışman
Prof. Dr. Y. Şinasi SARAÇ**

**Samsun
Aralık-2013**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Dt. Arzu ARMAĞANCI tarafından Prof. Dr. Y. Şinasi SARAÇ danışmanlığında hazırlanan 'Mikrodalga ile Dezenfeksiyonun Farklı Kaide Akrillerinin Boyutsal Doğruluğu Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi' başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 06/12/2013 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Nur HERSEK
(Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi)

Üye : Prof. Dr. Y. Şinasi SARAÇ
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi)

Üye : Prof. Dr. Gözlem CEYLAN
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi)

Üye : Doç. Dr. Murat YENİSEY
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi)

Üye : Doç. Dr. Aysun AVŞAR
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi)

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

06 / 12 /2013

Prof. Dr. Süleyman KAPLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım ilk günden itibaren, çalışmalarım bana yön veren ve hep destek olan, ayrıca bu çalışmanın yapılması ve uygulanmasında her an yanımda bulunan, yoğun çalışma temposu içinde bana zaman ayıran ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Y. Şinasi SARAÇ' a,

Tez izleme komitesinde yer alarak, bilgi birikimi ve deneyimleri ile çalışmamda bana yol gösteren, aynı zamanda manevi desteklerini benden esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Murat YENİSEY ve Sayın Doç. Dr. Aysun AVŞAR' a,

Tez çalışmamın ölçüm aşamasında ve çalışmam süresince danıştığım her konuda bana yardımcı olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Sedat DOĞAN' a,

Fakültemizde bizlere sağlamış oldukları bilimsel çalışma ortamından dolayı Dekanımız Sayın Prof. Dr. Selim ARICI ve Dekan Yardımcımız Sayın Yrd. Doç. İnci DEVRİM' e,

Doktora eğitimim boyunca anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Gözlem CEYLAN' a, desteğinden dolayı Sayın Prof. Dr. Duygu SARAÇ' a ve mesleğimde bilimsel anlamda gelişmemdeki katkılarından dolayı Anabilim Dalımızın diğer öğretim üyelerine,

Tezimin istatistiksel olarak değerlendirilmesindeki katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. Sevgi CANBAZ' a,

Bilgi ve tecrübesiyle yardımlarını hiç bir zaman esirgemeyen dış teknisyenimiz Sayın Osman GÜRSOY' a ve Vedat KIRAN' a,

Laboratuvarlarını bana açan ve çalışmama katkıda bulunan Fuzuli BEKTAŞ'a ve FEBE DENTAL ekibine,

Destek, sevgi ve arkadaşlıkları için beraber çalıştığım bütün asistan arkadaşlarıma ve dönem arkadaşlarım Sayın Dr. Dt. Nergiz RONA ve Dr. Dt. Oğuz Süleyman ÖZDEMİR'e,

Sevgi ve destekleriyle hayatımın her aşamasında bana yol gösteren, maddi ve manevi hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, bugüne gelmemde emekleri geçen anne ve babam Hamide - Nevzat ARMAĞANCI ve abim Ali ARMAĞANCI' ya,

Sevgilerimle Sonsuz Teşekkürler

ÖZET

MİKRODALGA İLE DEZENFEKSİYONUN FARKLI KAİDE AKRİLLERİNİN BOYUTSAL DOĞRULUĞU ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Akrilik protezlerin hijyeni ve temizliği için bir çok yöntem mevcuttur. Bu yöntemlerin protez kaideleri üzerinde farklı etkileri bulunmaktadır. Bu çalışmanın amacı, tekrarlayan mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin üç farklı akrilik protez kaide materyalinin boyutsal doğruluğu üzerindeki etkilerini in vitro koşullarda incelemektir.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda ışık, ısı ve mikrodalga ile polimerize olan Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC akrilik rezinlerinden metal ana modele uyumlu olarak toplam 90 adet kaide plağı üretildi. Her grup kontrol ve deney olarak ikiye bölündü ve kontrol grupları $37\pm 2^{\circ}\text{C}$ distile su içinde bekletildi. Deney gruplarında her gün 650 W 3 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi tekrarlanarak toplam 24 kere uygulandı. T_0 , T_1 , T_2 ve T_3 zamanlarında tüm örnekler üzerinde fotogrametrik, iç adaptasyon ve posterior palatal uyum ölçümü yapıldı.

Bulgular: Deney gruplarında alan ve ağırlık verilerinde T_2 ve T_3 ölçüm zamanında farklılık bulundu ($p<0,05$). Paladent 20 test grubunda değişim T_1 ölçüm zamanından itibaren başladığı gözlemlendi ($p<0,008$). Eclipse deney grubu T_3 ölçüm zamanında ağırlık yönünden farklılık gösterdi ($p<0,05$). Deney gruplarında, posterior palatal ölçümlerde, değişim tüm noktalarda T_2 ve T_3 ölçüm zamanında farklı bulundu ($p<0,05$).

Sonuç: Tüm kontrol grupları arasında boyutsal doğruluk değişmezken T_3 ölçüm zamanında farklılık olduğu görüldü. Mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin tekrarlayan uygulamalarında bütün deney gruplarında boyutsal deformasyon gözlemlendi. Alan açısından en fazla boyutsal değişim Paladent 20 grubunda görüldü. Ağırlık açısından değerlendirildiğinde, Paladent 20 grubundaki değişimin T_1 ölçüm zamanından itibaren başladığı, en fazla değişimin ise T_3 ölçüm zamanında Eclipse grubunda meydana geldiği gözlemlendi. Posterior palatal bölgede tüm gruplarda T_2 ve T_3 ölçüm zamanında aralanma gözlenirken en fazla değişiklik tüm gruplarda B noktasında gerçekleşti.

Anahtar Kelimeler: Mikrodalga ile dezenfeksiyon; akrilik rezin; boyutsal doğruluk; fotogrametri; dijital mikroskop

Arzu ARMAĞANCI, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Aralık-2013

ABSTRACT

**EVALUATION THE EFFECT OF MICROWAVE DISINFECTION ON
DIMENSIONAL ACCURACY OF DIFFERENT DENTURE BASES**

Aim: Different denture disinfection methods have particular effects on acrylic denture base resins. The aim of this study is to analyze the effect of repeated microwave disinfection on dimensional accuracy of three different denture base materials in vitro conditions.

Material and Method: In our study, light, conventional and microwave curing denture base resins Eclipse, Paladent 20 and Acron MC were produced for polymerization of total 90 standart denture bases which are compatible for the metal base model. All groups divided into test and control and control groups were waited $37\pm 2^{\circ}\text{C}$ in distilled water. Microwave disinfection performed daily with 650 W 3 min. and repeated 24 times on test groups. All samples were measured with photogrammetric and internal adaptation and posterior palatal adaptation test for the times of T_0 , T_1 , T_2 and T_3 .

Results: For test groups, area and weightness datas were differed at the T_2 and T_3 measurement times ($p<0.05$). Alteration began from T_1 measurement time on Paladent 20 test group ($p<0.008$). Eclipse test groups were differed from at T_3 measurement time for the weightness datas ($p<0.05$). For the posterior palatal measurements, all points were differed at the T_2 and T_3 measurement times in test groups ($p<0.05$).

Conclusion: Between all control groups, dimensional accuracy did not change but the differences occurred at T_3 measurement time. Dimensional deformation was observed at all test groups after repeated microwave disinfection. For area measurements, the maximum dimensional change occurred at Paladent 20 group. For weight measurements, the first change occurs at Paladent 20 group at T_1 measurement time and the maximum change occurs in Eclipse group at T_3 measurement time. The gap increases at T_2 and T_3 measurement times on posterior palatal region and the most change occurs at point B for all groups.

Keywords: Microwave disinfection; acrylic resin; dimensional accuracy; photogrammetry; digital microscope

Arzu ARMAĞANCI, PhD Thesis

Ondokuz Mayıs University - Samsun, December-2013

SİMGELER VE KISALTMALAR

>	:Büyüktür
<	:Küçüktür
%	:Yüzde
°	:Derece
°C	:Derece Santigrat
m	:Metre
mm	: Milimetre
μ	: Mikron
kgf	:Kilogram kuvvet
g	:Gram
lt	:Litre
ml	:Mililitre
cc	:Santimetreküp
s	: Saniye
dk	:Dakika
W	:Watt
Δ	:Delta
mm ²	: Milimetre kare
ppm	: Milyonda bir
MMA	:Metil metakrilat
PMMA	:Polimetil metakrilat
VLC	:Görünür Işıklı Polimerizasyon
EDTA	:Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
EDMA	: Etilen Glikol Dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenolglisidil metakrilat
UDMA	:Üretan dimetil metakrilat
HIV	: İnsan Bağışıklık Yetmezlik Virüsü
SAM	: Sayısal Arazi Modeli
TME	: Temporomandibuler Eklem
MİPAS	: Medikal Image Processing and Analyses System

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
TÜRKÇE ÖZET	iv
İNGİLİZCE ÖZET	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Protez Kaide Maddeleri.....	4
2.1.1. Tanımı ve Tarihçesi	4
2.1.2. Polimerlerin Fiziksel Yapısı	4
2.1.3. Polimerizasyon ve Polimerizasyon Tipleri	7
2.1.4. Protez Kaide Maddelerinin Sınıflandırılması	9
2.1.5. Protez Kaide Maddelerinde Aranılan Özellikler	19
2.1.6. Metakrilat Bazlı Rezinlerin Biyouyumluluğu	20
2.2. Protez Hijyeni ve Temizleme Yöntemleri.....	25
2.2.1. Mekanik Yöntemler	29
2.2.2. Kimyasal Yöntemler	30
2.2.3. Mikrodalga Enerjisi ile Dezenfeksiyon	33
2.2.4. Protez Temizleme Yöntemlerinin Birlikte Kullanılması	34
2.2.5. Temizleme Yöntemlerinin Protez Kaide Materyallerinin Fiziksel Özellikleri Üzerindeki Etkisi	35
2.3. Tam Protezlerin Boyutsal Stabilizasyonu	37
2.4. Boyutsal Değişimin Hesaplanması İçin Kullanılan Yöntemler	38
2.4.1. Fotogrametri Yöntemi ile Değerlendirme	38
2.4.2. İç Adaptasyon Değişimi Analiz Yöntemi.....	45
2.4.3. Posterior Palatal Uyum Değişimi Analiz Yöntemi.....	45
3. MATERYAL VE METOT	47
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	47
3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması	48
3.2.1. Ana Model ve Alçı Modellerin Elde Edilmesi	48
3.2.2. Eclipse Grubundaki Örneklerin Hazırlanması.....	49

3.2.3. Paladent 20 Grubundaki Örneklerin Hazırlanması.....	50
3.2.4. Acron MC Grubundaki Örneklerin Hazırlanması	51
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması	53
3.4. Dezenfeksiyon İşlemi Öncesi Boyutsal Doğruluğun Ölçümü	54
3.4.1. Fotogrametri Yöntemi ile Ölçüm.....	54
3.4.2. İç Adaptasyon Değişiminin Ağırlık Olarak Ölçümü	57
3.4.3. Posterior Palatal Uyum Değişiminin Ölçümü	57
3.5. Mikrodalga ile Dezenfeksiyon İşleminin Uygulanması.....	59
3.6. İstatistiksel Analiz.....	60
4. BULGULAR.....	62
4.1. Fotogrametri Yöntem Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	62
4.1.1.Gruplara Ait Kenar Uzunlukları	62
4.1.2.Alan Verilerinin Değerlendirilmesi	71
4.2. İç Adaptasyon Değişimi İçin Ağırlık Verilerinin Değerlendirilmesi.....	75
4.3. Posterior Palatal Uyum Değişimi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	79
5. TARTIŞMA.....	90
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	104
KAYNAKLAR	105
ÖZGEÇMİŞ	120

1. GİRİŞ

Diş eksikliği, çiğneme sistemi üzerinde fonksiyonel, biyomekanik ve estetik olmak üzere çeşitli kayıplara yol açmaktadır. Diş kayıpları, kısmi dişsizlik veya tam dişsizlik şeklinde görülebilmektedir. Tam dişsizliğin tedavisi için implant üstü protez seçeneği yaygınlaşan bir yöntemdir. Fakat implant uygulamalarının riskli veya kontrendike olduğu vakalarda geleneksel akrilik tam protezlerin yapımı güncelliğini kaybetmemiştir (Baran ve ark., 2007; Günday ve ark., 2009; Ozkan ve ark., 2011; Doğan ve Gökalp, 2012; Rohlin ve ark., 2012; Diz ve ark., 2013).

Akrilik tam protezler, laboratuvar şartlarında veya ağız içerisinde kirlenebilmektedir. Protezlerin gece, gündüz devamlı kullanıldığı ve oral hijyenin yeterli olmadığı durumlarda özellikle protez stomatiti ve kaide iç yüzeyinde *Candida albicans* türü mantar enfeksiyonlarına sık rastlanabilmektedir. Hastaların protezlerini belli aralıklarla temizlemesi ve dezenfekte etmesi, oral ve protez hijyeninin sağlanması, protetik tedavinin başarısını büyük oranda etkilemektedir (Ozkan ve ark., 2002; Webb ve ark., 2005; Özbayrak, 2010; Evren ve ark., 2011).

Akrilik tam protezlerin temizliği için kullanılan birçok yöntem mevcuttur. Bu yöntemler, mekanik, kimyasal, mikrodalga enerjisi veya alternatif olarak bu yöntemlerin kombine edilmesi şeklinde sınıflandırılabilir. Mekanik yöntemlerin mikrobiyal etkinlikleri zayıftır ve bu yöntemler tartır oluşumunu uzaklaştırmakta yetersiz kalabilmektedirler (Shay, 2000; Zarb ve ark., 2013). Protez temizliğinde kullanılan kimyasal yöntemler incelendiğinde, kimyasal ajanların protezin akrilik kaidesi üzerindeki mikrobiyal etkinliğinin veya ortaya çıkabilecek zararlı etkilerinin, kullanılan solüsyonun içeriğine ve konsantrasyonuna göre farklılık gösterdiği görülmektedir. Peroksit grupları içeren kimyasal ajanların ilerlemiş tartırları uzaklaştıramadığı, işlem süresinin uzun olduğu ve yumuşak astarlar üzerinde etkisiz olduğu görülmektedir. Ayrıca, yumuşak astarlarda renk değişimine yol açtığı belirtilmektedir (Hong ve ark., 2009). Diğer bir kimyasal protez temizleme ajanı olan seyreltilmiş asitler ise kötü bir kokuya sahiptirler, ayrıca deri, giysi ve gözler üzerinde zararlı oldukları için dikkatli kullanılmaları gerekmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010). Yaygın olarak kullanılan hipoklorit solüsyonları ise organizmaları öldürme açısından geniş bir etkiye sahip klasik kimyasal dezenfektanlardır. Fiyatının ucuz olması avantaj

sağlamasına rağmen bu solüsyonların etkinliği protezlerde bulunan organik maddelerin varlığı nedeniyle azalabilmektedir. Ayrıca hipoklorit dezenfektanlarının, kaide ve astar materyalleri üzerinde beyazlatıcı etkileri bulunmaktadır. Bu solüsyonların tadı ve kokusu hasta için rahatsız edicidir, ellere ve giysilere zarar verebilir. Kimyasal dezenfektanların uygun saklama koşulları altında bekletilmeleri gerekmektedir ve kullanım süresi dolmadan tüketilmelidirler (Dikbaş ve Köksal, 2005; Hong ve ark., 2009; Çalikkocaoğlu ve ark., 2010; Dikbaş, 2010; Zarb ve ark., 2013).

Bu yöntemlere alternatif olarak tanıtılan mikrodalga ışımaya ile dezenfeksiyon yöntemi, yiyecek sterilizasyonundan, laboratuvarlarda dekontamine malzemelerin dezenfeksiyonuna, klinik çöplerin dezenfekte edilmesinden, kontakt lenslerin dezenfekte edilmesine kadar birçok alanda 1985 yılından beri kullanılmaktadır (Rohrer ve Bulard, 1985; Friedrich ve Phillips, 1988; Hoffman ve Hanley, 1994; Border ve Sperman, 1999; Crabbe ve Thompson, 2001; Guillard ve ark., 2010).

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin kimyasal dezenfeksiyon yöntemine göre en büyük avantajı, işlem süresini kısaltması ve *Candida albicans* rezistansını indüklememesidir (Sartoni ve ark., 2006). Ayrıca kaide plağı üzerinde ağarma yapmamaktadır, kimyasal ajanların son kullanma tarihi sorununu ortadan kaldırmakta ve kimyasal temizleyiciler gibi özel depolama gerektirmemektedir (Sartoni ve ark., 2006; Sartori ve ark., 2008).

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin mikrobiyal etkinliğini inceleyen farklı güç ve sürenin kullanıldığı birçok çalışma bulunmaktadır. Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminde, 650 Watt(W) güç ile 3 dakika(dk) mikrodalga uygulandığında 48 saat içinde örneklerde herhangi bir mikrobiyal büyümeye rastlanmamaktadır. Birçok bakteri ile kontamine edilmiş akrilik protezlerde 650 W 3 dk ile mikrodalga ışımaya yapılması mikrobiyal açıdan etkili bulunmaktadır (Sanita ve ark., 2008; Dovigo ve ark., 2009; Ribeiro ve ark., 2009; Senna ve ark., 2011; Lombardo ve ark., 2012; Zarb ve ark., 2013).

Mikrodalga sonucu maddenin içindeki moleküller polarize hale gelmektedir. Oluşan elektrostatik alan içinde moleküller hızla birbirlerinin üzerinde kaymakta ve sürtünmeden dolayı sıcaklık artışı ortaya çıkmaktadır (Mc.Kinstry, 1991; Çalikkocaoğlu, 2000). Akrilik protezlerin dezenfeksiyonu sırasında mikrodalga sonucu oluşabilecek sıcaklık artışı kaide plakları üzerinde deformasyona sebep olabilmektedir.

604 W ile 10 dk ve 650 W ile 6 dk yapılan mikrodalga dezenfeksiyon işlemlerinde akrilik kaide reçinesinde kontraksiyon ve ekspansiyon meydana geldiği rapor edilmiştir (Thomas ve Webb, 1995; Baysan ve ark., 1998; Çalikkocaoğlu ve ark., 2010; Basso ve ark., 2012; Campanha ve ark., 2013).

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin farklı güç ve sürelerde akrilik kaide üzerinde oluşturabileceği deformasyonu inceleyen çalışmalar bulunmasına rağmen mikrobiyal etkinliği kanıtlanmış doz ve süre kullanılarak tekrarlayan mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin protez kaide maddelerinin boyutsal stabilitesi üzerindeki etkileri literatürde yeterince açıklık kazanmamıştır.

Çalışmamızın amacı, tekrarlayan mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin üç farklı akrilik protez kaide materyalinin boyutsal doğruluğu üzerindeki etkilerini in vitro koşullarda incelemektir.

Çalışmamızın hipotezi, mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin tekrarlayan uygulamaları sonucunda protez kaide materyallerinin boyutsal doğruluğunun etkileneceği üzerine kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. PROTEZ KAİDE MADDELERİ

2.1.1. Tanımı ve Tarihçesi

Protez kaidesi, hareketli protezlerin yapay dişlerini taşıyan ve destek dokular üzerine yerleşen taban bölümüne verilen addır (Yavuzylmaz ve ark., 2003; Anusavice ve ark., 2013).

1851 yılında protez kaide maddesi olarak ilk kullanılan ve doğal bir kauçuk olan vulkanitler, stabil ve dayanıklı olmalarına rağmen yapımları daha güç ve karmaşıktır. Ayrıca tükürük emmeleri ve renk uygunsuzluğu gibi olumsuz yönleri nedeniyle terkedilmişlerdir (Çalikkocaoğlu, 2000). 1937 yılında, akrilik reçine polimerleri piyasaya sunulmuş ve başta protez kaide maddesi olmak üzere diş hekimliğinde birçok kullanım alanı bulmuştur. 1964 yılına gelindiğinde ise protezlerin %98'i MMA (metilmetakrilat) polimeri veya kopolimerlerinden yapılmaya başlanmıştır.

Günümüze kadar PMMA (polimetilmetakrilat)'nın fiziksel ve kimyasal özellikleri büyük oranda değiştirilmiş hatta yeni polimerler piyasaya sürülmüştür (Rueggeberg, 2002; Çalikkocaoğlu ve ark., 2010).

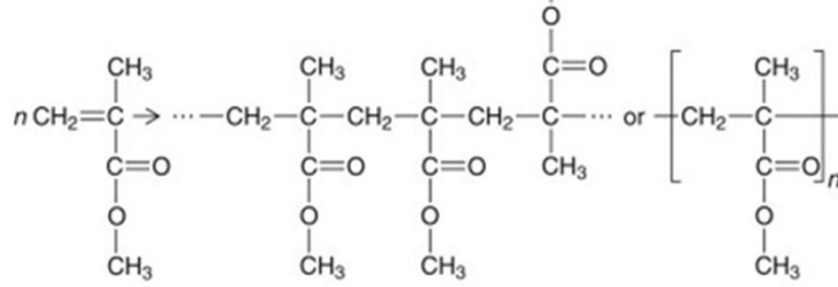
2.1.2. Polimerlerin Fiziksel Yapısı

Polimerin Doğal Yapısı

Polimer, en basit ve tekrarlanan ünitelerin oluşturduğu bir bütünlük anlamındadır. Tekrarlanan en basit ünite 'monomer' olarak adlandırılır (Şekil 1). Monomerler, genel olarak sıvı halinde bulunmaktadır ve küçük molekül ağırlıklı monomerlerin birleşmesi ile polimer oluşmaktadır. Bu olaya polimerizasyon adı verilir. Polimerler, yüksek molekül ağırlıklı, zincirimsi yapıda moleküllerdir (O'Brien, 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012; Anusavice ve ark., 2013). Örneğin diş hekimliğinde protez kaide maddesi olarak çok yaygın kullanılan PMMA, merlerin birleşmesiyle oluşan polimere bir örnektir (Şekil 1).

Merlerin tek tek ağırlıklarının toplamı, polimerin toplam ağırlığıdır ve molekül ağırlığı olarak ifade edilmektedir. Molekül ağırlığının çok olması, polimerin yumuşama ve erime derecesinin yüksek ve kitlenin sert olmasını sağlamaktadır.

Aynı cins monomerlerin birleşip bir bütünlük oluşturmasına homopolimer adı verilmektedir. Şayet, iki ayrı cins monomer birleşip bir bütünlük oluşturursa buna kopolimer denilir. Üç ayrı cins monomerin birleşip bir bütünlük oluşturması ise terpolimer olarak adlandırılmaktadır.



Metilmetakrilat

Polimetilmetakrilat

Şekil 1. Metilmetakrilat ve polimetilmetakrilat monomerlerinin açık formülü (Craig, 2012'den uyarlanmıştır)

Polimerin Uzaysal Yapısı

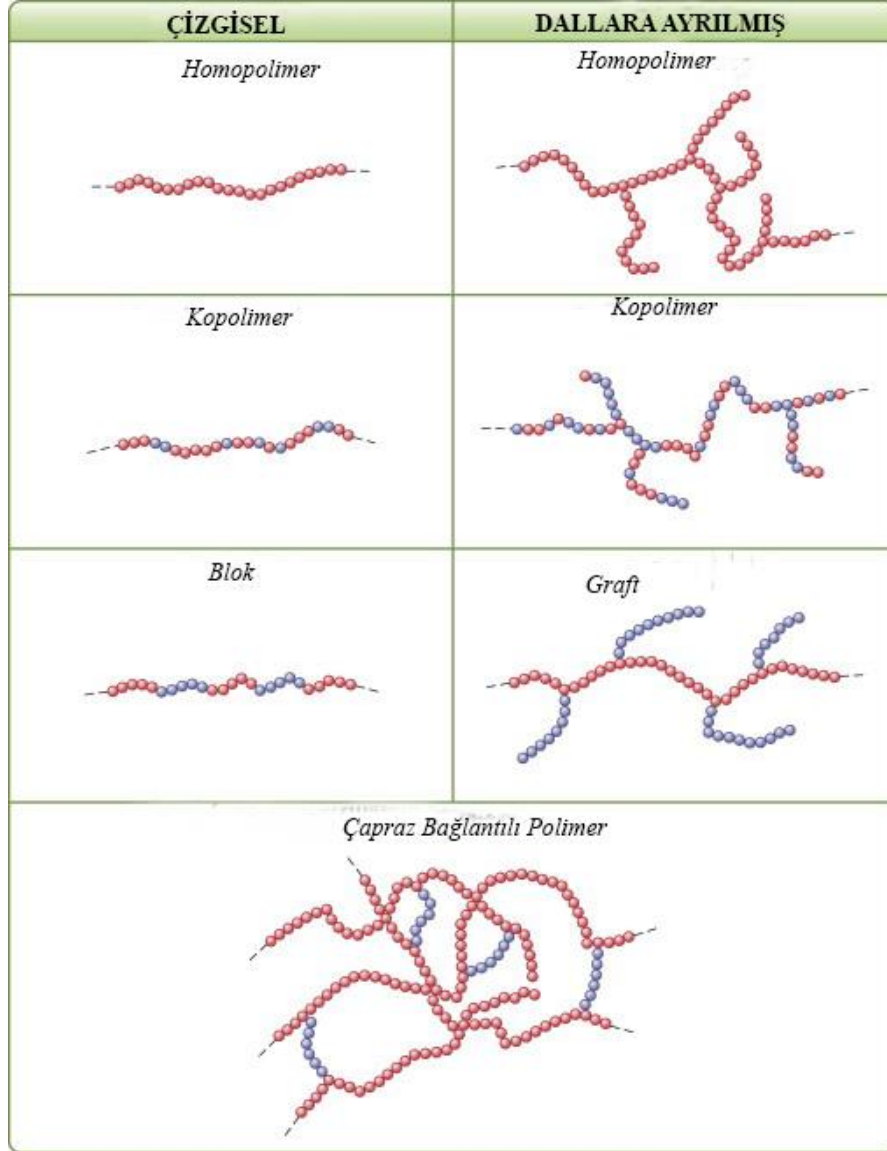
Polimer molekülü, çizgisel, dallara ayrılmış ve çapraz bağlantı olmak üzere üç temel uzaysal yapıda bulunmaktadır.

Çizgisel polimer, aynı tip monomer ünitelerinden oluşursa linear homopolimer; aynı tipteki monomer ünitelerinin arasına farklı tipte monomer üniteleri rastgele serpilmiş ise linear kopolimer; blok halinde olur ise linear blok kopolimer adını almaktadır (Şekil 2).

Dallara ayrılmış polimer, dallanmış bir yapı gösterir. Aynı tip monomerlerden oluşur ise dallara ayrılmış homopolimer; dallar arasında farklı monomerler olursa dallara ayrılmış kopolimer; doğrusal zincirden ayrılan dallar farklı tek bir cins monomeri içerirse dallara ayrılmış graft kopolimer adını almaktadır (Çalikkocaoğlu, 2000).

Çapraz bağlantı, polimer molekülünün ana bağlantı zincirleri arasında atomların birbirine kovalent bağlarla tutunması ile oluşan ağ şeklindeki yapıya verilen addir (Şekil 2). Çapraz bağlantıya sahip polimer gerçekte tek bir makro molekül

şeklindedir ve polimerizasyon aşamasında monomere çapraz bağlantıyı sağlayan bir madde eklenmesi ile elde edilir. Bu konuda sık olarak kullanılan madde etilen glikoldür. Genel olarak çapraz bağlantıya sahip polimerler, daha yüksek derecelerde akıcılık kazanmaktadır ve sıvı absorpsiyonları daha düşüktür.



Şekil 2. Polimerin uzaysal yapısı

Kırmızı Daireler: Tek bir mer ünitesi

Mavi Daireler: Başka tip mer ünitesi

Kesik Çizgiler: Polimer segmentinin devamı (Craig, 2012'den uyarlanmıştır)

Çizgisel ve dallara ayrılmış polimerlere sahip monomerler birbirlerine zayıf, fiziksel bağlarla bağlı oldukları için ısı ve basınç altında bu bağlar gevşer, madde yumuşar ve akıcı hale gelir. Fakat soğutulunca tekrar eski şeklini alır, yani katılaştır. Bu olay tekrarlanabilen bir süreçtir ve kimyasal değişim söz konusu değildir. Bu tür maddeler termoplastik polimerler olarak adlandırılır. Isı etkisi ile molekülleri birbirine bağlayan koheziv kuvvetler (van der Waal kuvvetleri) azaldığı için madde akışkan hale gelmektedir. Bu tür polimerlere verilebilecek örnekler polimetil metakrilat, polivinil akrilikler ve polistrien olabilir.

Kimyasal bir tepkime sonucu farklı bir bileşim ortaya çıkmasıyla oluşan termoset polimerler ısı ve basınç altında şekillendirildikten sonra yeniden şekillendirilemezler. Isı ve basınç uygulamasından sonra katı, sert ve plastik olmayan bir madde elde edilmektedir. Termoset polimerler suda erimez ve yanıcı değildir. Polimerize olduklarında hızlı sertleşir ve çabuk kırılırlar. Fenol formaldehit bu gruba örnek olarak gösterilebilir (Çalikkocaoğlu, 2010; Anusavice ve ark., 2013).

2.1.3. Polimerizasyon ve Polimerizasyon Tipleri

Polimerizasyon, küçük molekül ağırlıklı moleküllerin yani monomer ünitelerinin birbirleriyle kimyasal yollarla bağlanması suretiyle büyük molekül ağırlıklı polimerleri oluşturması işlemine verilen addır. Polimerizasyon süreci farklı mekanizmalarla ilerler fakat iki temel yöntem vardır. Bunlar ilave polimerizasyon ve kondanzasyon polimerizasyonudur.

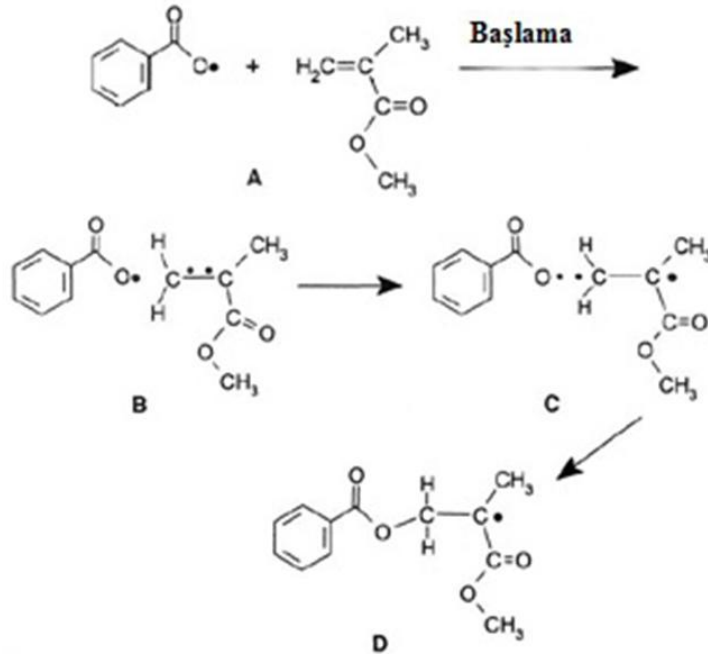
Kondansasyon Polimerizasyonu

İki molekülün tepkimeye girerek daha büyük bir üçüncü ürünü oluşturduğu polimerizasyon tipidir. Tepkime sonucunda su ve alkol gibi yan ürünler meydana gelmektedir. Diş hekimliğinde polisülfid elastomerik ve silikon elastomerik ölçü maddelerinin vulkanizasyonu kondanzasyon tepkimesiyle gerçekleşir (O'Brien, 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012).

İlave Polimerizasyon

Diş hekimliğinde kullanılan akrilik reçineler ilave polimerizasyon sonucu oluşmaktadır. Sık olarak kullanılan PMMA bu polimerizasyon reaksiyonu ile sertleşir. Bu tür tepkimelerde yan ürün oluşmamaktadır. Tepkimeyi hızlandırmak için ısı, ışık ve bazı kimyasallar kullanılabilir. İlave polimerizasyon, başlama, çoğalma, zincir aktarımı ve sonlanma olmak üzere üç aşamada gerçekleşmektedir.

Başlama: Isı, ışık ve benzeri herhangi bir etken ile başlatıcı ajan aktive edilir ve enerjisi monomer molekülüne aktarılır (Şekil 3). PMMA için bu aşama ısı sonucu benzol peroksitin ayrışarak serbest kökler oluşturması ile başlamaktadır. Kimyasal yollarla aktive olan akrillerde ise dimetil-para-toluidin veya dihidroksietil-para-toluidin gibi kimyasal maddeler bu tepkimeyi başlatabilir. Bu aşamanın süresi monomerin saflığıyla ilgilidir ve monomer saflığının bozulması bu sürenin uzamasına sebep olmaktadır.



Şekil 3. Metilmetakrilat molekülünün başlama safhası (Philips, 2013'ten uyarlanmıştır)

- A ve B : Serbest kökün çiftleşmemiş elektronunun metilmetakrilat monomerine yaklaşması
C ve D: Çifte bağlardan bir adet elektron, serbest radikale yaklaşır. Monomer molekülü ile serbest kök arasında bir kovalent bağ yaparak elektron çifti oluşturur
D: Geriye kalan çiftleşmemiş elektron serbest kökün yeni bir molekülünü oluşturur

Çoğalma aşaması: Oluşan serbest köklerin tekrar monomer molekülü ile tepkimeye girerek yeni serbest kökler oluşturması basamağına verilen addır. Böylece bir zincirleme tepkime başlamakta ve monomerler polimerlere dönüşmektedir.

Zincir Aktarımı: Aktif köklerin inaktif köklere aktarılması ve böylece daha sonra tekrar büyüyecek olan yeni bir çekirdek oluşturulmasıdır. Bu şekilde aktarılan polimer zincirleri, polimerizasyon olayını sonsuza kadar devam ettirirler.

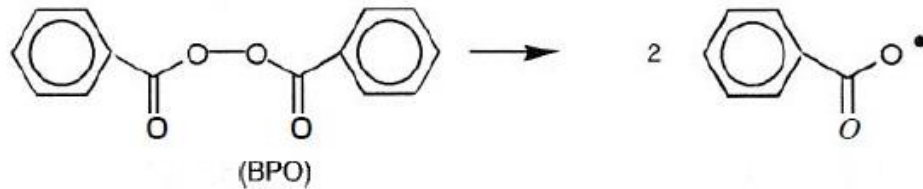
Bitim: Zincirleme tepkimenin direkt bağlanması ile ya da zincirler arasındaki hidrojen atomlarının yer değiştirmesi ile polimerizasyonun bitmesidir. Kitle içerisinde monomer molekülüleri polimere dönüşüncüye kadar devam etmektedir. Fakat kitle içerisinde monomerlerin tümü polimerlere dönüşmemekte ve tepkimeye girmemiş artık monomerler kalabilmektedir (O'Brien, 2002; Anusavice ve ark., 2013).

2.1.4. Protez Kaide Maddelerinin Sınıflandırılması

Protez kaide maddelerini polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırabiliriz. Isı, kimyasal maddeler, ışık veya mikrodalga enerjisi reaksiyonun başlamasını sağlayan etkenlerdir.

Isı İle Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Isı yoluyla polimerizasyonu gerçekleştiren akrilikler, toz-likit şeklinde bulunmaktadır. Akrilik tozunun kitlesi esas olarak polimetilmetakrilattır. Darbelere karşı daha dirençli olabilmesi için akrilik tozunun içine küçük miktarlarda etil, butil veya diğer alkali metakrilatlar modifiye edilerek ilave edilebilir. Reaksiyon başlatıcı madde olarak benzol peroksit (Şekil 4) kullanılmaktadır.



Şekil 4. Isı ve kimyasal yolla polimerizasyonda benzolperoksit (BPO) molekülünde bağların yıkılması ve elektron çiftinin ayrılması (O^{\bullet} çiftleşmemiş elektronu temsil eder.) (Philips, 2013'ten uyarlanmıştır)

Polimetilmetakrilat monomerinin rengi şeffaftır. Dokuya benzer renkler elde etmek için merkurid sülfid, kadmiyum selenid, ferrik asit veya karbon siyahı gibi maddeler ilave edilmektedir. Opaklaştırıcı olarak titanyum dioksit ile kuvvetlendirilmiş çinko veya titanyum dioksit kullanılmaktadır. Ayrıca dibutil fitalat gibi plastizerler de polimerizasyon sırasında toza katılabilir (Anusavice ve ark., 2013).

Akrilik likiti genellikle metilmetakrilattır. Ama bazı değişik monomerlerin ilavesi ile akrilik likiti modifiye edilmiştir. Bu monomerler ısı, ışık ya da az miktarda oksijen ile polimerize olabilecekleri için akrilin raf ömrünü uzatacak inhibitörler de karışıma ilave edilmiştir. En sık kullanılan madde hidrokinnondur. Şayet çapraz bağlantılı polimer isteniyorsa glkol dimetakrilat veya allil metakrilat gibi organik bileşikler monomere ilave edilebilir. Çapraz bağlantı ajanlarının kullanılmasının en önemli avantajı sonuç polimerin küçük yüzey çatlaklarına karşı büyük direnç göstermesidir (O'Brien, 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Paladent 20 (Paladent 20, Heraeus Kulzer GmbH Hanau, Almanya) akrilik materyali ısıyla polimerize olan PMMA içerikli konvansiyonel bir akrildir. Geleneksel muflalama yöntemi ile kullanılır. Toz ve likitten oluşmaktadır. Toz içerikte metilmetakrilat kopolimeri; likit içerikte ise metilmetakrilat ve dimetakrilat bulunmaktadır.

Günümüzde en sık kullanılan polimerizasyon yöntemi akrilik kitlesinin bir su banyosu içerisinde ısıtılmasıdır. Isı ile polimerizasyon işleminde benzol peroksitin parçalanma derecesi yaklaşık 70⁰C' dir ve tepkimesiyi başlatmak için kullanılan ısı kaynağı açık alev, buhar, kuru hava, infrared ısıtma ve indüksiyon akımıdır. Ülkemizde bu işlem genel olarak su banyosu içerisinde açık alev aracılığı ile muflaların kaynatılması şeklinde gerçekleştirilmektedir.

Isı yoluyla polimerizasyon işleminde farklı uygulama yöntemleri bulunmaktadır:

Hızlı Polimerizasyon: Akrilik tepilen muflalar pres altından çıkarılmakta ve ardından bridle sıkılıp, içi soğuk su dolu kaba yerleştirilmektedir. Su yarım saat içerisinde kaynama derecesine getirilip ve yarım saat daha kaynatılarak polimerizasyon sağlanmaktadır.

Kısa polimerizasyon: Bu yöntemde akril tepilen muflaları, 73⁰C' de 90 dakika bekledikten sonra 100⁰C' de 30 dakika kaynatılarak polimerizasyonu sağlanır.

Tersine Polimerizasyon: Akrilik reçinenin kalın bölgelerinde porözite oluşmaması için önerilen bu yöntemde muflalar kaynayan suyun içine yerleştirilir ve ısı kaynağı kapatıldıktan sonra 20 dakika daha su içinde tutulur. Daha sonra ısı kaynağı tekrar açılarak 20 dakika kaynatma işlemi yapılmaktadır.

Yavaş Polimerizasyon: Bu teknik muflaların termostat aracılığı ile 65°C ayarlanmış su banyosu içinde 8 saat bırakılması esasına dayanmaktadır. Farklı markalar için farklı ısı değerleri kullanılmaktadır. Yavaş polimerizasyon, kaynama fazını içermez. Kısa polimerizasyon süreci, uzun polimerizasyon sürecine nazaran daha az artık monomer bırakmaktadır (Urban ve ark., 2007; Çalikkocaoğlu, 2010).

Kimyasal Yolla Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Kimyasal yolla polimerizasyonu gerçekleştiren akrilikler toz-likit şeklinde bulunmaktadır. Akseleratör olarak tersiyer amin, sülfürik asit veya bu asitin daha stabil tuzları kullanılabilir. En çok kullanılan aminler N.N-dimetil-para-toludin ve N.N-dihidroksi paratoludindir. Polimerizasyonun tamamlanmamış olması bu maddelerin transvers bükülme ve transvers dayanıklılık gibi mekanik özelliklerinin azalmasına ve biyouyumluluk yönünden zayıf olmalarına yol açar. Stres arttığında maddenin akma değerlerinde artış gözlenmektedir. Kimyasal yol ile polimerize olan akrilikler, konvansiyonel akrillere göre daha fazla artık monomer barındırmaktadırlar. Ağız sıvılarında yüksek çözünürlük göstermektedirler ve su emilimleri daha fazladır. (Bayındır ve ark., 2005; Çalikkocaoğlu ve ark., 2010; Zarb ve ark., 2013).

Kimyasal yol ile polimerize olabilen yani otopolimerizan akrilikler ile mufla işlemine gerek duyulmadan model üzerinde kırık tamiri, diş ve kroşe ilavesi yapılabilmektedir. Otopolimerizan akrilikler, ısı ile polimerize edildiklerinde toksik etkilerinde azalma görülebilmektedir. Polimerizasyon ısı arttırıldığında artık monomer miktarında düşüş gözlenmektedir. Ayrıca tamir amaçlı kullanılan otopolimerizan akrilikler üzerinde 20 dk. mikrodalga enerjisi uygulandığında artık monomer miktarının azaldığı görülmektedir. Bu nedenle mikrodalga enerjisi, artık monomer miktarının azaltılmasında da önemli bir rol oynayabilir (Jorge ve ark., 2004; Çalikkocaoğlu ve ark., 2010).

Görülebilir Işıkla Polimerize Olan Akrilik Rezinler

İlk defa 1986 yılında kullanılan bu polimerizasyon yönteminde belirli bir dalga boyundaki ışığa karşı duyarlı olan özel reçineler kullanılmaktadır. Bu özel reçine esas olarak üretilen dimetil metakrilat(UDMA)' tır. Bu maddeyi içerisinde yüksek molekül ağırlığına sahip akrilik reçine monomerleri bulunan bir matriks oluşturur. Ayrıca matriks içinde eser miktarda çok ince silika da mevcuttur. Silika, maddenin sıvı halindeki özelliklerini kontrol etmek için ilave edilmiştir. Matriks içerisinde, dolgu maddesi olarak çeşitli büyüklüklerde akrilik reçine tanecikleri de bulunmaktadır. Bu akrilik reçine tanecikleri, organik karakterde olan dolgu maddeleridir. Bu maddelere ilave olarak matriks yapıda kamforokinesamin maddesi bulunmaktadır. Kamforokinesamin, görülebilir ışık altında polimerizasyon tepkimesinin başlamasını sağlar. Görülebilir ışıkla polimerize olan akriliklerin restoratif diş hekimliğinde kullanılan kompozit maddesine göre farkı dolgu maddesi olarak inorganik değil organik doldurucular kullanılmasıdır (O'Brien, 2002; Finer ve Diwer, 2013).

Bu yöntemde kullanılan polimerizasyon aperi, kvarts halojen ampül ve 400-500 nanometre(nm) dalga boyunda mavi ışık veren döner tablası olan bir cihazdır. Bu dalga boyundaki ışık ile 5-6 mm. kalınlığındaki bir kitleyi polimerize etmek mümkündür. Kitlenin yüzeysel tabakasının polimerizasyonunda hava inhibisyonunu önlemek için, son polimerizasyondan önce hava bariyeri diye ifade edilen bir likit kullanılır. Görülebilir ışıkla polimerize edilen bu özel akrilik reçine, bildiğimiz klasik PMMA gibi toz ve sıvı halinde değildir. Bu reçine tek bir malzeme olarak tabaka veya çubuk şeklinde üretilmektedir. Işıkla kontamine olmaması için de siyah, opak, plastik koruyucular içerisinde saklanmaktadır (Fletcher ve ark., 2011; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Görünür ışıkla polimerize olan akriller, konvansiyonel ısı ile polimerize olan akriller ile kıyaslandığında, değerleri benzer ya da daha düşük bulunmuştur. Fakat bu konuda yeterli çalışma bulunmamaktadır (Chaves ve ark., 2012). Bu reçinelerin toksik etkilerinin derecesi maddenin özel formülüne ve polimerizasyon zamanına da bağlı olabilmektedir. Polimerizasyon zamanı arttırıldığında toksitesinin azaldığı gözlenmektedir. Metil metakrilat gibi Bis-GMA (Bisfenolglisidil metakrilat)' nın da ağız dokuları üzerindeki sitotoksik etkilerini en aza indirebilmek için, ışıkla polimerize

olan akrillerin ağıza yerleştirilmeden önce 24 saat süreyle suda bırakılması tavsiye edilmektedir (Lefebvre ve ark., 1994; Lassila ve Vallittu, 2001; Jorge ve ark., 2004).

Işıklı polimerize olan akrillerin uygulanmaları kolaydır. Yüksek molekül ağırlıklı oligomerlere sahip oldukları için daha küçük miktarlarda polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Bu büzülme, kimyasal yolla aktive olan akrillere göre daha düşüktür. PMMA maddesine hassas hastalarda kullanılması uygundur çünkü metil metakrilat monomeri içermezler. Işıklı polimerize olan akrillerin (VLC) rezin esaslı dişler ile bağlanması zayıftır fakat bu durum çeşitli bağlanma ajanları ile güçlendirilebilmektedir. (Finer ve Diwer, 2013). Fiziksel ve mekanik özellikleri konvansiyonel akrillerle kıyaslandığında özellikle çaprazlama, darbe dayanımı ve sertlik değerleri iyi bulunmuştur. Elastik modulus ve esneklik dayanımı konvansiyonel rezinlerden düşüktür. Fakat fonksiyon sırasında deformasyon artabilmektedir (Anusavice ve ark., 2013; Zarb ve ark., 2013).

Eclipse (Dentsply International Inc. York, ABD), görünür ışıkla polimerize olan üretan bazlı oligomer içeren bir rezindir. Eclipse protez kaide maddesi %40-100 oranında üretan metakrilat %0-5 oranında stearyl akrilat içermektedir. Monomer içermemektedir. Eclipse ışıkla polimerize olan protez kaide materyali ticari olarak ışık geçirmeyen paketlerde hazır plaklar şeklinde piyasada bulunmaktadır. Eclipse kaide materyali için mum işlemleri ve geleneksel muflalama aşamalarına gerek yoktur. Polimerizasyon işlemi Eclipse için özel bir fırında tamamlanır. Bu fırın içerisinde 6 adet lamba, iki adet fan bulunmaktadır. Polimerizasyonun uygun bir şekilde tamamlanmasını sağlayan bir iç dizayna ve dönen bir tablaya sahiptir.

Görülebilir ışıkla polimerize olan akrilik reçineler diş hekimliğinde, kaide plağı yapımında ve kırıkların tamirinde, geçici kaide plağı yapımında, diş ve kroşe ilavesinde, özel kaşık yapımında, ortodontik aperiyelemlerin yapımında, kron-köprü ve geçici restorasyon yapımında, restoratif diş hekimliğinde dolgu malzemesi olarak kullanım alanı bulmaktadır. Ayrıca ağız içerisinde astarlama işleminde de kullanılmaktadır. Yakın gelecekte bu işlemin yaygınlaşacağı düşünülmektedir. Ağız içi astarlama yöntemi ile laboratuvar işlemlerine ayrılan süre kısalmakta ve protezin doku ile uyumu artmaktadır. Fakat konvansiyonel akriliklere göre mikro-porözite ve hava kabarcıklarının oluşma ihtimali yükselmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010).

Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Mikrodalga enerjisi, akrilik rezinlerin polimerizasyon tepkimesi için başlatıcı rol oynamaktadır. Mikrodalga, 300-300000 megahertz (MHz) arası frekansa sahip olan elektromanyetik dalga olarak tanımlanır. Kızılötesi ışınların dalga boyundan uzun fakat radyo ve televizyon dalga boyundan kısadır. Esas olarak mikrodalga, magnetron ve klystron olarak bilinen özel osilatör tüpleri tarafından üretilen yüksek frekanslı dalgalardan oluşmaktadır. Mikrodalga enerjisini oluşturmak için kullanılan mikrodalga oskilatörü basitçe bir magnetron, bir dalga yayıcı ve bir ısı odasından meydana gelmektedir. Isı odası, pişirilecek materyalin yerleştirildiği fırın kavitesine verilen addır (Mc Kinstry, 1991; Kansu ve ark., 1999). Magnetron tarafından üretilen mikrodalga enerjisi standart ve homojen değildir. Bu standart enerji eksikliği, mikrodalga fırının içerisinde sıcak ve soğuk noktaların oluşmasına sebep olabilmektedir. Bu yüzden fırın içinde bulunan tabla, yatay düzlemde dönme hareketi yaparak objenin üzerinde oluşabilecek soğuk noktaların yok edilmesini sağlamaktadır (Azzarri ve ark., 2003; Çelebi ve ark., 2008).

Yemek pişirmek amacıyla yapılmış mikrodalga fırınlar 2,450 Hz. dalga boyuna sahiptirler. Bunun anlamı saniyede 2,450 kez yön değiştiren bir elektrostatik alandır. Mikrodalga enerjisi ile pişirme sırasında maddenin içindeki moleküller polarize hale gelmektedir. Çabuk yön değiştiren elektrostatik alan içerisinde polarize olmuş bu moleküller hızlıca dönerler. Mikrodalga frekansı 2,450 Hz de sabit olmasına rağmen dışa verilen enerjide emisyon yoluyla kontrollü bir düzeltme sağlanmaktadır. Mikrodalga ısıtma ilkesi termal geçirgenliğe dayanmadığı için sıcaklık artışı fırında değil maddenin içinde olur (Mc.Kinstry, 1991). Böylece maddenin bir molekülü hafifçe pozitif yüklenirken diğeri de hafifçe negatif yüklenir. Bu elektrostatik alanda moleküller hızla birbirlerinin üzerinde kayar ve sürtünmeden dolayı ısı açığa çıkar. Moleküllerin yön değiştirerek birbiri üzerinde kayma hızı saniyede yaklaşık 5 milyon keredir. Mikrodalga enerjisinin madde tarafından direkt olarak absorbe edilip ısıya çevrilmesine dielektrik ısıtma adı verilmektedir. Dielektrik ısıtmanın en önemli farkı maddenin iç ve dış bölgelerinin eşit derecede ısınmasıdır (Çalikkocaoğlu, 2000).

Mikrodalga fırında üretilen enerji, emilebilir, yansiyabilir ya da içindeki maddenin varlığına göre geçip devam edebilmektedir. Metal fırın duvarları mikrodalga

ışınını yansıtma özelliğine sahiptirler ve mikrodalga ışınını absorbe etmeyen bir madde işleme tabi tutulduğunda (örneğin metal bir nesne) mikrodalga ışınları magnetrona geri yansıyabilmekte ve magnetron biriminde muhtemel bir hasara yol açabilmektedir. Cam veya plastik kaplar suyla doldurulup fırına yerleştirildiğinde mikrodalga enerjiyi absorbe etmeyen cisimler için bir ısı tankı etkisi gösterir dolayısıyla magnetrona zarar verme etkisi ortadan kalkabilmektedir (Anusavice ve ark., 2013; Zarb ve ark., 2013).

Mikrodalga enerjisi, diş hekimliğinde protez kaidelerinin yapımı; kaide ve yumuşak astar maddelerinin sterilizasyonu; alçı ve rövetman modellerin kurutulması gibi pek çok değişik alanda kullanılmaktadır (Hersek ve ark., 2002; Çalikkocaoğlu ve ark., 2010). Metil metakrilat, oda ısısında polar şekilde bulunan bir sıvıdır. Akrilik kitlenin polimerizasyonu sırasında mikrodalga enerjisi, elektromanyetik hale gelen akrilik reçine içindeki metil metakrilat moleküllerinin kendi etrafında hızla dönmesini sağlamaktadır. Moleküllerin hızla kendi etraflarında dönmesi ile oluşan çarpışmalar sonucu ısı meydana gelmekte ve bu ısı sonucu başlangıç radikalleri, polimerizasyonu başlatmak üzere monomerlerle tepkimeye girmektedir. Mikrodalga enerjisinin etki mekanizması termal iletiden bağımsız olduğu için polimerizasyon esnasında yüksek ekzotermik ısı ortaya çıkmamaktadır. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminin konvansiyonel yöntemle göre en büyük avantajı, akrilik kitlesinin iç ve dış bölgelerinin eşit ısıda olması ve ısının hızla yükselmesidir (Çalikkocaoğlu ve ark., 2010). Mikrodalga enerjisinin verimli bir şekilde kullanılabilmesi için fırının ilk kullanımı sırasında enerji kaybını engellemek amacıyla maksimum güç seviyesinde 1 litre distile suyun 2 dk ön ısıtma yapılması tavsiye edilmektedir. (Reipert ve ark., 2008; Senna ve ark., 2011).

Mikrodalga ışınları, metal maddelerin içinden geçmediği için mikrodalga ile polimerizasyon işleminde konvansiyonel metalik muflalar kullanılmamaktadır. Bu nedenle fiberle güçlendirilmiş özel muflalar dizayn edilmiştir (Mc.Kinstry, 1990; Oliveira ve ark., 2003). Konvansiyonel polimerizasyon yöntemi uygulanırken, muflanın içindeki alçının ısısı, muflanın kenar bölgelerinde orta kısma oranla daha yüksektir. Halbuki mikrodalga ile polimerizasyon yönteminde muflanın orta bölgesinde bulunan alçı daha hızlı ısınmaktadır. Bu yöntemde muflanın orta ve kenar bölgeleri arasındaki ısı farkı yok denecek kadar azdır. Ayrıca mikrodalga ile polimerizasyon yönteminde kullanılan plastik muflanın ısısı, konvansiyonel yöntemde kullanılan pirinç muflaya

oranla oda ısısına daha kısa sürede inebilmektedir (Çalikkocaoğlu ve ark., 2010). Pişirme esnasında muflalar teker teker mikrodalga fırına yerleştirilmelidir (Oliveira, 2003).

Mikrodalga ile polimerizasyon yönteminin ilk dönemlerinde konvansiyonel metilmetakrilat mikrodalga fırın içerisinde kullanılmasına rağmen pörozite sorununu giderebilmek için zamanla mikrodalga fırına uygun özel reçineler geliştirilmiştir. Bu akrilik reçine ile hazırlanan kaide plaklarında, uygun güç ve süre kullanıldığında diğer yöntemlere göre hazırlanan akrillere nazaran boyutsal stabilitenin çok üstün olduğu ve kaide plakları ile doku yüzeyi arasında daha iyi uyum sağladığı görülmektedir (Compagnoni ve ark., 2004; Lai ve ark., 2004; Çalikkocaoğlu ve ark., 2010).

Mikrodalga ile polimerizasyon yöntemi, konvansiyonel ısı ile polimerizasyon yöntemi ile kıyaslandığında, hücre canlılığı üzerindeki etkileri benzer bulunmaktadır. Mikrodalga ile polimerize olan akriller, toksik değil veya çok az toksiktirler. Bu akrillerle yapılan çalışmalarda hücre canlılığı %80' in üzerinde bulunmaktadır (Lung ve Darvell, 2007; Chaves ve ark., 2012).

Mikrodalga ile polimerizasyon, zaman yönünden kazanç sağlar, artık monomer miktarı düşüktür ve fiziksel özellikleri konvansiyonel yöntemle pişirilen rezinlere benzerdir. Adaptasyonları iyi, katılık ve yüzey sertlik değerleri yüksektir. Özel muflalama yöntemi, programlanabilir bir fırının kullanılması ve pahalı olması ise bu yöntemin dezavantajlarıdır (Clerk, 1987; Truong ve Thomasz, 1988; Rueggeberg, 2002; Phoenix ve ark., 2004; Hobkirk ve Zarb, 2013).

Mikrodalga ile polimerize olan Acron MC (GC Dental Industrial Corp., Tokyo, Japonya) geleneksel muflalama tekniği kullanılarak mikrodalga ile polimerize edilen PMMA içerikli bir protez kaide maddesidir ve uygun polimerize edilmiş kaidede artık monomer miktarı konvansiyonel yöntemle pişirilen polimetil metakrilat esaslı akrillerden daha azdır. Ticari olarak toz ve likit şeklinde bulunmaktadır. Acron MC likiti, % 95 MMA ve % 5 etilen glikol dimetakrilat (EDMA) içermektedir. Acron MC tozunda ise PMMA bulunmaktadır. Bu akrillerin, polimerizasyon işleminin 3 dakika gibi kısa sürede tamamlanması en büyük avantajlarından biridir (Azzarri ve ark., 2003; Jorge ve ark., 2003). Acron MC' nin fiziksel özellikleri incelendiğinde yorulma direnci konvansiyonel akrillerden daha yüksek değerlere sahip olduğu görülmektedir (Karaağaçlıoğlu ve Keskin, 1996). Takahashi ve ark. (2013), mikrodalga ile polimerize

olan Acron MC, konvansiyonel akriller ve ışıkla polimerize olan Triad (Dentsply International Inc., York, ABD) kaide materyallerini 180 gün suda bekleterek orantısal limit için esneklik yüklemesi yaptıkları bir çalışmada, Acron MC için kırılma direncini en yüksek bulunurken ışıkla polimerize olan akrillerde bu limitin çok daha düşük olduğunu bildirmektedirler.

Enjeksiyon Yöntemi ile Elde Edilen Protez Kaideleri

Enjeksiyon yöntemi ile elde edilen plastik esaslı kaideler, tutarlı molekül ağırlığına sahip olmalarına rağmen, gerek maliyet, düşük çatlak direnci ve akril dişler ile zayıf bağlanma gibi dezavantajlara sahiptirler. Bu yöntemle elde edilen polikarbonat ve naylon türevleri protez kaideleri, nikel, kobalt, metakrilat alerjisi olan hastalar için alternatif olarak düşünülerek piyasaya sürülmüşlerdir. Polikarbonatın çapraz bağlantıya sahip olmaması sebebiyle çözünürlüğü düşüktür ve çatlak oluşma riski yüksektir (Tablo 1). Naylon ve poliamid gruplarında su emilimleri yüksektir. Akma ve biyolojik bozunma da görülebilmektedir (O'Brien, 2002; Moussa ve ark., 2012).

Modifiye Edilmiş Protez Kaide Maddeleri

Konvansiyonel metakrilat rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini arttırmak ve su emilimini azaltmak amacıyla polimer yapısında değişiklikler uygulanarak modifiye edilmiş akrilik malzemeler geliştirilmiştir. Su molekülleri, konvansiyonel akrillerde hidrofilik polimer zincirlerinin arasına penetre olarak onları ayıracak bir kuvvet oluşturabilmektedir, bu yüzden metakrilat rezinlerde su emilimini azaltmak amacıyla florin ya da strien tipi monomerler ilave edilebilmektedir veya akrilik kitle polimerizasyonunun lastik fazında graft kopolimerler oluşturmak amacıyla kimyasal değişiklikler yapılabilmektedir. Bu değişim maddenin darbe dayanımını arttırmakta fakat sertlik ve katılık değerlerinde düşüşe yol açabilmektedir (Zarb ve ark., 2013).

Tablo 1. Protez kaide maddelerinin sınıflandırılması (O'Brien,2002 ve Zarb, 2013'den uyarlanmıştır)

Fiberle Güçlendirilmiş PMMA	Alçı-mufla ve hamur ile kalıplama su banyosu	Darbe ve esneklik dayanımı yüksek Yorgunluk direnci yüksek	estetik değil Yüzey bitimi zayıf Üretim zamanı uzun Fiberi yerleştirmek zor
Kimyasal Yolla Polimerize Olan PMMA	Hamur ile veya akışkan formda agar agar ile kalıplama	Boyutsal doğruluk Dökülebilir rezinlerin mufla açılışları çok kolay İşlem süresi kısa	Artık monomer yüksek Akma oranı yüksek Katılık azalmış Darbe dayanımı düşük Renk stabilitesi yok
Enjeksiyon Yöntemi		Boyutsal doğruluk Düşük artık monomer Esnekliği yüksek	Akma değeri yüksek Artık monomer fazla Renk stabil değil Katılık değeri düşük Diş ile bağlanma zayıf
Mikrodalga Polimeri Olan PMMA	Fiberle güçlendirilmiş plastik mufla ile mikrodalga fırında 500-600 W ile 3 dk.	İşlem süresi kısa İşlem tekniği kolay ve temiz Boyutsal doğruluk iyi Fiziksel ve mekanik özellikleri iyi	Yüksek maliyet Muflalar kırılğan Zaman ve sıcaklık yanlış olursa porozite görülür
Işıklı Polimerize Olan Rezinler	Muflalamaya gerek yoktur. Yoğun görünür ışıkla özel ışıklı fırında(400-500 nm) 10 dakika polimerizasyon	İşlem basit ve kısa Metakrilat monomeri yok Polimerizasyon büzülmesi zayıf Uyumu iyi Darbe dayanımı iyi	Yüksek maliyet Rezin diş ile bağlantısı zayıf Elastik modulus düşük Esneklik dayanımı düşük
Konvansiyonel Isıyla Polimerize Olan Rezinler	Alçı-mufla ve hamur ile kalıplama Kısa veya uzun su banyosu	Biyouyumluluk iyi Yoğunluk düşük Ağız sıvılarında çözünürlük düşük	Termal iletkenlik zayıf Darbe ve esneklik dayanım değerleri düşük
Lastikle Güçlendirilmiş PMMA	Alçı-mufla ve hamur ile kalıplama Kısa-uzun su banyosu	Darbe dayanım değeri yüksek	Katılık/rjitide oranı düşük PMMA'dan pahalı

2.1.5. Protez Kaide Maddelerinde Aranılan Özellikler

Protez kaide maddeleri, dokulara zarar vermemesi ve uzun vadede kullanılabilirliği için belirli standart özelliklere sahip olmalıdır (Çalikkocaoğlu, 2010).

Mekanik ve Fiziksel Özellikler

Kaide plakları, ısırma ve çiğneme kuvvetlerini karşılayabilecek yeterli dayanıklılık ve esnekliğe sahip olmalı ayrıca formunu ve fonksiyonunu yıllarca koruyabilecek şekilde darbelere karşı koyabilecek yeterli sertlik ve boyutsal stabiliteye sahip olmalıdır. Üst çenede kullanılması planlanan kaide plaklarının hafif olması amacıyla düşük yoğunlukta bir rezin seçilmelidir ve hastaların sıcaklık değişimini hissedebilmeleri için ısı iletkenlikleri iyi olmalıdır. Kaide plakları, kırıldıklarında kolay tamir edilebilir olmalıdır. Ayrıca kaide plaklarının radyopak olması tercih edilir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Uygulanma Özellikleri

Kaide plakları, ambalajlama ve uygulama sırasında toksik buhar veya toz üretmemelidir. Malzemenin karıştırılması, yerleştirilmesi, şekil verilmesi ve pişirilmesi kolay olmalı ve bu işlemler sırasında hassasiyet meydana getirmemelidir. Oksijen inhibisyonu, tükürük ve kan kontaminasyonu gibi komplikasyonlarda uygulama prosedüründen kaynaklı kötü sonuçlar oluşmamalıdır. Ayrıca sonuç ürününün polisajı kolay olmalıdır, kırılma olursa tamiri kolay ve etkili olmalıdır (Anusavice ve ark., 2013).

Estetik Özellikler

Kaide plakları, yerini aldığı oral dokuların özelliklerini yansıtabilecek yeterli translusensi ve transparanlığa sahip olmalıdır. Resin renksiz olmalı fakat hafif boyama ya da pigmentasyona uyumlu olmalıdır. Ayrıca maddenin kullanımı esnasında renk değişikliği görülmemelidir (Zarb ve ark., 2013).

Kimyasal Stabilite

Ağız içi koşulları protezler için yüksek oranda fiziksel güç gerektirmektedir. Ancak kimyasal olarak en stabil ve durağan maddeler bu şartlar altında bozulmadan kalabilirler. Ağız şartlarında kullanılacak protez kaide maddelerinin su Emilimi ve çözünürlüğü düşük olmalıdır. Ayrıca kaide materyali kimyasal olarak yapay dişler ve astarlarla iyi bir bağlanma sağlamalıdır (Çalikkocaoğlu ve ark., 2010; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Biyolojik Uyum

Kaide materyallerinde kullanılan polimer ve rezinler tatsız, kokusuz olmalıdır. Toksik ve iritan olmamalı yani oral dokulara zarar vermemelidir. Bu gereklilikleri sağlayabilmek için bir rezin, tükürük içerisinde ya da ağız içerisine alınan sıvılarda hiçbir şekilde çözünmemeli ve sağlığa zararlı olabilecek ya da koku oluşturabilecek şekilde oral sıvılara karşı geçirgenliği olmamalıdır. Ayrıca kaide materyali kolay temizlenebilir olmalıdır (Jorge ve ark., 2003; Zarb ve ark., 2013).

Ekonomik Değerlendirme

Kaide maddelerinde kullanılan rezin materyali ve polimerizasyon yönteminin maliyeti düşük olmalıdır. İşlemler karmaşık ve pahalı olmamalı ve fazladan donanım gerektirmemelidir (Anusavice ve ark., 2013; Zarb ve ark., 2013).

2.1.6. Metakrilat Bazlı Rezinlerin Biyouyumluluğu

Protez yapımında PMMA içerikli rezinlerin kullanımının yaygınlaşması ile birlikte akrilik kaide içerisinde görülen çözünürlük artmaktadır. Bu olayın sebepleri arasında tükürükteki enzimler, çiğneme ve okluzal kuvvetler, bunun yanında diyetin oral kavitede oluşturduğu termal ve kimyasal etki gelmektedir. Böylece rezin içinde görülebilen çözünürlük artmaktadır. Çözünürlük mekanizması incelendiğinde, materyal içinde bağlanmayan ağartıcı maddelerin ayrıştığı gözlenmektedir. Örneğin MMA monomerinde ve bileşenlerinde, yumuşak astarlardaki fitalat ve benzen peroksit içeren maddelerin çözüldükleri görülebilmektedir. Bu maddelerin mümkün olan biyolojik etkileri kimyasal iritasyon, ülserasyon, yanan ağız sendromu ve protez stomatiti

şeklinde olabilir. Toksikite miktarının artması ile genotoksitite, sitotoksitite ve sitokin/büyüme hormonu dengesinde de değişiklikler görülebilmektedir (Hobkirk ve Zarb, 2013).

Protez kaide maddelerinde görülebilen sitotoksik etkiler, depolama şartı ve zamanı, toz-likit oranının uygunsuzluğu, polimerizasyon ve uygulama yöntemine bağlı olarak gelişebilir. Polimerizasyon yöntemlerine göre rezinler birbiri ile kıyaslandığında en sitotoksik rezin grubu kimyasal yolla polimerize olan rezinlerdir (Sheridan ve ark., 1997). Otopolimerizan rezinler, ısı ve mikrodalga ile aktive olan akrillere göre daha fazla maddeye ayrılmaktadır. Bunu ısıyla polimerize olan rezinler ve ardından mikrodalga enerjisi ile polimerize olan rezin grupları takip etmektedir. Mikrodalga ile polimerize olan akrillere sitotoksitesinin düşük olma sebebi monomerlerin polimerlere dönüşümünün yüksek olması şeklinde açıklanmaktadır (Jorge ve ark., 2009).

Kaide maddesi olarak hazırlanmış akrilik rezinlerin sitotoksik etkisi polimerizasyondan sonra ilk 24 saat daha fazladır fakat bu etki zamanla azalmaktadır. Protez kaide materyalinin su içinde bekletilmesi ile sitotoksik etkilerinde azalma gözlenmektedir. Bu yüzden protezlerin hastaya teslimden önce 24 saat içinde suda bekletilmeleri tavsiye edilir. Özellikle sert otopolimerizan astar rezinlerin kullanıldığı durumlarda sıcak suda bekletme yöntemi tavsiye edilmektedir (Tsuchiya ve ark., 1994; Jorge ve ark., 2004; Pfeiffer ve Schmage, 2008).

Artık Monomer

Akrilik kaide materyali içinde tam olarak polimerize olmadan kalan MMA monomerleri artık monomer olarak adlandırılmaktadır. PMMA içerisinde polimerize olmadan kalan MMA monomerlerinin doku üzerinde tahriş edici özelliği bulunmaktadır. Bu monomerler, dental çalışan ve teknisyenlerde sıklıkla el ve parmaklarda dermatitis şeklinde ortaya çıkabilmektedir. MMA monomerlerinin akrilik içindeki miktarının azaltılması, maddenin hem doku üzerinde iritasyonu hem de mekanik özellikleri üzerinde olumlu etki yaratmaktadır. Bu olumlu etki için maddenin optimum şartlarda hazırlanmış olması gereklidir. Akrilik kitlesinin polimerizasyon zamanı ve sıcaklık değerinin arttırılması artık monomer miktarının azalmasında etkili bir yoldur

(Vallittu ve ark., 1998; Lung ve Darvell, 2005; Mikai ve ark., 2006; Gautam ve ark., 2012; Zarb ve ark., 2013).

Akrilik reçinelerin hazırlanması sırasında toz ve likit kullanım talimat ve oranlarına uygun olarak karıştırılmalıdır. Karışıma fazladan monomer ilave edilmesi artık monomer miktarını arttırmakta ve sitotoksitite potansiyelini yükseltmektedir. Yüksek polimer ile hazırlanan karışımlarda daha az artık monomer görülmesine rağmen farklı polimer-monomer miktarı ile hazırlanan malzemelerin klinik kullanım için çok katı ya da akışkan olması sonucu fiziksel özelliklerinin değişebildiği gözlenmektedir (Jorge ve ark., 2004; Lopes ve ark., 2011).

Akrilik kitle içerisinde artık monomer miktarının azaltılması amacıyla, akrilik kaidelerin polimerizasyon sonrası sıcak su banyosu içinde bekletilmesi veya mikrodalga enerjisi ile muamele edilmesi gibi yöntemler uygulanabilmektedir (Spasojevic ve ark., 2011; Zarb ve ark., 2013). Kimyasal yöntem ve konvansiyonel yöntem ile elde edilen akrilik reçinelerde, polimerizasyon sonrası sıcak su uygulamasının artık monomer miktarını azalttığı gösterilmektedir. Polimerizasyonu tamamlanmış akrillerde artık monomer miktarındaki azalmayı açıklayan farklı teoriler bulunmaktadır (Urban ve ark., 2007).

Akrilik kaidelerde polimerizasyon sonrası artık monomer konsantrasyonundaki azalmayı açıklayan iki temel mekanizma üzerinde durulmaktadır. İlk teori, artık monomer moleküllerinin difüzyon mekanizmasıyla suya salınımı ile sıcaklık artışı olması ve böylece suya difüze olan artık monomer miktarında da artış olduğunu savunmaktadır. Artık monomer miktarındaki düşüşü açıklamak için öne sürülen bir başka teori ise kitle içerisindeki polimer radikallerinin etrafında gerçekleşmeye devam eden polimerizasyona bağlı olarak monomer miktarının azalmasıdır (Jorge ve ark., 2004). Ayrıca metakrilat asitinin hidrolizi ile de monomer miktarında düşüş gözlenebilmektedir (Urban ve ark., 2007).

Teslim aşamasında akrilik protezleri sıcak su içerisinde bekletilerek incelenen hastalarda, hassasiyet reaksiyonuna daha az rastlandığı gözlenmektedir. Protezleri sıcak suda bekletmek, kalan serbest radikallere ulaşmayı sağlamak ve tamamlayıcı polimerizasyon reaksiyonuna önderlik edecek şekilde monomer moleküllerinin hızlıca yayılmasına yol açmaktadır (Jorge ve ark., 2004). Akrilik reçinelerin 50°C su içinde

inkübasyonu MMA ve formaldehit sızmasını ve rezinin sitotoksik etkisini azaltmaktadır (Tsuchiya ve ark., 1994).

Akrilik kaidelerin polimerizasyonu sırasında kullanılan sıcaklık ve zamana bağlı olarak farklı miktarlarda artık monomer polimer içinde kalabilmekte ve kaidede farklı derecelerde sitotoksitite gözlenebilmektedir. Polimerizasyon zamanını uzatarak artık monomer miktarını azaltmayı amaçlayan çalışmalar bulunmaktadır. Böylece sitotoksik etkinin azalması hedeflenmektedir (Jorge ve ark., 2004).

Otopolimerizan akrillerde polimerizasyonundan sonra su içinde bekletme ve 20 dk mikrodalgaya tabi tutma işlemi ile artık monomer miktarında azalma görülmektedir . Bu nedenle otopolimerizan akrillerin sitotoksik etkilerini azaltmak için polimerizasyon aşamasında ısı işlem uygulanması tavsiye edilmektedir (Jorge ve ark., 2004).

Polimerizasyonu tamamlanmış akrilik kaideler, mikrodalga enerjisine maruz bırakıldığında monomer molekülünün yüksek frekansta hareketi sağlanmakta ve kaidenin iç ısısı yükselmektedir. Bu olayın sonucunda monomer moleküllerinin polimerlere dönüşümü artmaktadır. Böylece akrilik rezinde toksik etkiye sebep olan artık monomer miktarında azalma görülmektedir (Azzarri ve ark., 2003; Jorge ve ark., 2004). Polimerizasyon sonrası mikrodalga uygulaması kuru yapıldığında da artık monomer miktarında düşüş gözlenmektedir. Bu azalmanın sebebinin ise artık monomerlerin uçucu özelliği olabileceğini savunan bir teori bulunmaktadır (Urban ve ark., 2007).

Hipoalerjenik Protez Kaide Maddeleri

Akrilik kaidelerde görülebilen alerji sorununu yenebilmek amacıyla MMA içermeyen protez kaide maddeleri üretilmeye başlanmıştır. MMA yerine diüretan dimetakrilat, poliüretan, polietilenterefitalat ve polibütilenterefitalat kullanımı yaygınlaşmaktadır. Fakat bu malzemeler ile yapılan protezler tamamen risksiz değildir (Hensten ve Jacobsen, 1991; Pfeiffer ve Rosenbauer, 2004; Çelebi ve ark., 2007; Pfeiffer ve Schmage, 2008; Marquardt ve ark., 2009).

MMA monomeri içermeyen görünür ışıkla polimerize olan hipoallerjenik akriliklerinin gösterdiği sitotoksitite, bu maddelerin özel formülleri ve polimerizasyon

zamanları ile ilgilidir. Polimerizasyon zamanının uzaması ile rezin toksitesini azalabilmektedir. Görünür ışıkla polimerize edilmiş akrillerle yapılmış protezlerin de yapımından sonra 24 saat sıvıda bekletilmeleri Bis-GMA gibi sitotoksik maddelerle oral dokuların temasını azaltmaktadır (Lefebvre ve ark., 1994; Jorge ve ark., 2004; Melilli ve ark., 2009).

Işıkla polimerize olan, üretan bazlı oligomer içeren bir rezin olan Eclipse protez kaide maddesi MMA içermemektedir. Konvansiyonel akrilik rezin kaidelere eşdeğer bükülme dayanımı ve kolay uygulanma özelliğine sahip oldukları için avantajlıdır. Ayrıca konvansiyonel akriller ve kimyasal yolla polimerize olan akriller ile kıyaslandığında darbe dayanımı ve transverse dayanım değerleri de yüksek bulunmuştur (Machado ve ark., 2007; Radzi ve ark., 2007; Arnold ve ark., 2008; Mumcu ve ark., 2011). Konvansiyonel rezin kaidelere benzer fiziksel özellikler göstermektedir ve basit uygulanma yöntemi ile avantajlı bir hipoalerjenik protez kaide maddesi olarak kullanımı yaygınlaşmaktadır (Pfeiffer ve ark., 2008; Mumcu ve ark., 2011). Ayrıca ışıkla polimerize olan Eclipse protez kaide rezininin, ısıyla ve kimyasal yolla polimerize olan akrillere göre yüzey sertliği, esneklik dayanıklılığı ve esneklik modülü değerleri arasında anlamlı fark yoktur. Boyutsal stabilitesi iyidir. Darbe dayanım değerleri yüksek bulunmuştur. Ayrıca Eclipse sisteminin çaprazlama dayanıklılığı ışıkla polimerize olan Triad sisteminden daha yüksek bulunmaktadır. Eclipse kaide maddesinin uygun yumuşak astarlarla bağlantısı konvansiyonel akrillere benzerdir. Ayrıca materyalin tamiri sonucu fiziksel özelliklerinde bozulma görülmemektedir. Dişlerle bağlantısını arttırabilmek için özel üretilmiş bağlantı ajanları mevcuttur (Pfeiffer ve ark., 2005; Pfeiffer ve ark., 2008; Machado ve ark., 2012).

Eclipse materyalinin önerilen polimerizasyon süresi 10 dakikadır. Farklı süreler kullanılarak yapılan çalışmalarda 10 dakikanın altında kaide iç ve dış yüzeyi arasında fark görülürken, 10, 12 ve 14 dk. polimerizasyonunda kaide yüzeyleri arasında fark görülmemiştir. Eclipse kaide rezininin en az 10 dakika polimerizasyonu tavsiye edilmektedir (Radzi ve ark., 2007; Ali ve ark., 2008; Arnold ve ark., 2008).

2.2. Protez Hijyeni ve Temizleme Yöntemleri

Hareketli protezlerin temizliği ve dezenfeksiyonu, hem hasta sağlığı, hem de hasta, diş hekim, yardımcı ve teknisyeni arasında çapraz bulaşma riskini onlemek için büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle diş hekimleri, protezlerin dezenfeksiyonuna ayrıca önem vermeli, personelini ve hastalarını protez temizliği ve dezenfeksiyonu konusunda bilgilendirmelidir.

Dezenfeksiyon, patojen mikroorganizmaların uzaklaştırılması veya inaktive edilmesi işlemine verilen addır. Bu işlem sırasında virüs ve sporlar lmeyebilir. Sterilizasyon, ise bakteri ve mantarların vejetatif ve spor Őekillerinin ve dirençli virüslerin de öldürülmesi işlemidir. Diş hekimliğinde, otoklav, kuru sıcak hava, gaz tatbiki gibi yöntemlerin dışında etilen oksit gazı ve mikrodalga enerjisi de protezlerin sterilizasyonu için kullanılabilir. Ancak sterilizasyon yöntemleri akrilik protez kaidesinde meydana getirebileceği deformasyon riski ve maliyet açısından en son are olarak dşnlmelidir. Daha pratik oldukları için dezenfeksiyon yöntemleri tercih edilmektedir.

Ülkemizde yapılan araştırma verileri incelendiğinde, protez yaşının artışı ile kirlilik düzeyi arasında istatistiksel olarak önemli oranda artış gözlenmektedir. Alınan verilerde tam protez hastalarının yetersiz protez hijyenine sahip olduğu ve çoğunun kirli ya da çok kirli protezler kullandığını ortaya koymaktadır (Atay ve ark., 2008).

Protez kaide maddelerinin gözenekli yapısı ve dişetine benzer bir görünüm elde etmek için akrilik yüzeylerinde yapılan işlemler, dişler arası boşluklar veya bölümlü protezlerin kroşe gibi komponentleri besin ve mikroorganizma birikimi için retantif alanlar oluşturmaktadır. Bunların yanı sıra akrillerin polimerizasyonu veya tesviye-cila işlemleri sırasında oluşabilecek hatalar da protez yüzeylerinde kk çizikler, çukurcuklar ve mikroporziteye neden olabilmektedir. Tüm bu sebeplerden dolayı protez yüzeylerinin kirlenmesi ve mikroorganizmaların tutunması daha kolay hale gelebilmektedir. Protezler, yapım aşamasında, laboratuvar işlemlerinde veya hastaya teslimi ya da kullanımı esnasında kirlenebilmektedir (alikkocaoğlu ve ark., 2010).

Protezlerin Laboratuvar Aşamasında Kirlenmesi

Protezlerin yapım ve tamir işlemleri esnasında kullanılan çeşitli malzemeler, araç ve gereçler, pomza karışımı yapmak için kullanılan su, laboratuvar personelinin elleri gibi faktörler protezlere pek çok enfeksiyon ajanının bulaşmasına neden olabilir. Bu durum, kirlenmiş protez aracılığı ile sağlıklı hastalara, bir çok patojen mikroorganizmanın geçmesine, oral, gastrointestinal ve pulmoner hastalıkların oluşmasına yol açabilir. Ayrıca bu durumun aksine, kirli protezlerin tamirleri esnasında protez üzerindeki bakterilerin laboratuvardaki havaya dağılması ile personelin el ve vücut derisine, cihazlara bulaşması, laboratuvar çalışanları, diş hekimi ve başka hastalar için büyük risk oluşturabilmektedir.

Laboratuvarlarda yapım aşaması biten protezler, ciladan sonra genellikle su ve sabunla yıkanarak temizlenmektedir. Fakat mikroorganizmalar, çoğunlukla protez plağındaki çukurcuklar ve küçük yüzey poröziteleri içinde barındıkları için kolay temizlenememektedir. Protez kaide plağındaki mikroorganizmalar, polisaj işlemi sırasında pomzanın aşındırıcı etkisi ile yerinden çıkabilmekte ve pomza partiküllerine yapışabilmektedir. Kullanılmış protezlerden veya yapım aşamasındaki protezlerden alınan mikrobiyolojik kültürlerde, lokal ve sistemik hastalıklarla ilişkili pek çok patojen mikroorganizma bulunmuştur. Bu patojenlerin hastalık oluşturma riski özellikle yaşlı ve tıbbi tedavi gören vücut direnci düşük hastalarda çok daha fazladır (O'Brien, 2002).

Bu durumda hem hastada meydana gelebilecek zararları hem de çapraz bulaşmayı önlemek için laboratuvar aşamasında da protezlerin dezenfeksiyon ve sterilizasyonuna gereken önem verilmelidir.

Protezlerin Ağız İçerisinde Kirlenmesi

Protezlerin ağız içerisinde kirlenmeleri önce bakteri plağının oluşumuyla başlamaktadır. Bakteri plağı temizlenmez ise tartır oluşumu gözlenebilmektedir. Bu süreç üç aşamalıdır:

1- Başlangıçta müsin ve besin artıkları yüzeyde birikir. Bu artıklar en basit temizleme işlemlerine bile direnç göstermeden, sabunla hafif bir fırçalama ile çıkarılabilmektedir.

2- Yüzeyde biriken müsin ve yüzey artıkları uzaklaştırılmaz ise zamanla protez kaide maddesine daha sıkı tutunur ve plak adı verilen bir tabaka meydana getirir. Zaman ile plak, besin maddelerinin bozulmasından ve sigara dumanından oluşan lekelerin birikmesi için tutucu bir yüzey haline gelebilir. Bu tutucu yüzeyde, aynı zamanda tükürükten çıkan Ca tuzları da çökebilir (Çalikkocaoğlu ve ark., 2010).

3- Plak tabakasının üstündeki kalsifikasyon, organik matriks tamamen kireçleninceye kadar devam etmektedir. Bu üçüncü safha tartır oluşumu evresidir. Tartır genelde tükürük kanallarına yakın olan yüzeylerde oluşmaktadır. Bu birikim zamanla, protez üzerinde etkin bir hal alır ve içerisinde çeşitli potansiyel patojen mikroorganizmalar barındırmaya başlar.

Bu kalsifikasyon tabakası, protezin yapay dişler arasında oluşan birikimlerdir. Doku yüzeyinde oluşan bakteri plağı ise, protezin mukoza ile uzun süre temasta kalması ile dokuda patolojik değişiklikler oluşturabilmektedir. Bu patolojik değişiklikler protez kullanan hastaların bir çoğunda görülen 'protez stomatiti' olarak tanımlanan değişikliklere yol açabilmektedir.

Protez stomatiti, hareketli protezlerin kaide plağı altında ve onun sınırları içerisinde yaygın olarak görülen iltihabi eritemli bir değişikliktir. Hemen her zaman damak mukozasında görülebilmekle birlikte alt kret mukozasında görülmesi çok enderdir. Kaide plağı altındaki mukoza kırmızı bir görünümündedir; genelde ağrı, yanma, yara hissi gibi semptomlar yoktur ve hastalar böyle bir değişikliğin çoğu zaman farkında değildir. Mukoza üzerinden ve kaide plağı içinden yapılan smear incelemelerinde sık olarak Candida albicans türü mantarlara rastlanmaktadır. Yapılan elektron mikroskopu incelemeleri mantar kolonilerinin mukozadan çok, kaide plağının iç yüzeyinde olduğunu göstermektedir (Zarb ve ark., 2013).

Protez stomatiti oluşumunu kolaylaştıran, diabetes mellitus, demir ve vitamin eksiklikleri, çeşitli sebeplere bağlı hiposalivasyon, doku direncini düşüren çeşitli rahatsızlıklar, immün sistemle ilgili çeşitli rahatsızlıklar ve anasidik gastritis gibi endojen faktörler bulunmaktadır. Ağız kuruluğu, yüksek karbonhidratlı diyetler, genel spektrumlu antibiyotikler, sigara içilmesi, protezin yaşı ve devamlı kullanılması, protez hijyeninin eksik olması gibi lokal faktörler de protez stomatiti için ortam sağlamaktadır. Ayrıca dikey boyut hataları, protezin stabilitesinin bozulması, protez defektleri, hatalı sentrik oklüzyon ve dengelenmeyen artikülasyon travmanın oluşmasına sebep olan

mekanik faktörler arasındadır (Özbayrak, 2010, Kulak Özkan ve Toygar, 2012; Hobkirk ve Zarb, 2013).

Uyumu iyi olmayan protezlerin yol açtığı travma, protez stomatiti oluşumunda başta gelen faktörlerden birisi olarak kabul edilmektedir. Protezlerin ağız içinde adaptasyonu önemlidir. Eğer protez travması, protez stomatiti oluşumuna katkıda bulunuyorsa, protezler günlük kullanımda ağızda ne kadar uzun kalırsa travma ve stomatit riski de o kadar artmaktadır. Travmaya bağlı vakalarda, travmanın kaldırılmasıyla, enflamasyonlu bölgeler ortadan kalkar ve bunu takiben Candida üremesinde azalma görülmektedir (Çalikkocaoğlu ve ark., 2010).

Protezlerin ağız içinde kullanımı ile birlikte dil ve dolayısıyla tükürük, normal temizleme fonksiyonlarını normal bir şekilde yapamamaktadır. Protez altında biriken gıdaların kokuşması, mukozada tahriş edici bir etki oluşturabilir. Kötü hijyene bağlı olarak protez plağı üzerinde gıda artıklarının kalması, akrilik yapısındaki pürüzlülük, protez kaide plağı ile mukoza ara yüzeyinde negatif basıncın mevcudiyeti normal oral floranın plak oluşturmasını kolaylaştırmaktadır (Jorge ve ark., 2004).

Ağızın normal florasında bulunan belli türler çevre şartlarının değişmesi ile patojen hale gelebilirler. Bu mikroorganizmalar içinde protez stomatitinden en fazla sorumlu tutulan Candida albicans'tır. Candida türleri, protez kullanan sağlıklı palatal mukozaya sahip olan bireylerin yaklaşık %40' ının ağız florasında bulunduğu halde belirli şartlar altında aktif bir patojen haline dönüşebilir. Bu değişiklikler, hatalı ya da uyumsuz protez kullanılmasına, geniş spektrumlu antibiyotiklerin kullanılmasına, ya da radyasyon tedavisi gibi konakçının direncini azaltan faktörlere bağlı olabilir.

Kontamine protezlerdeki en büyük problem, protezlerin günde 24 saat kullanılmasıdır. Protezlerin devamlı enfekte olmaları klinik vakaların belirtisiz halden kronik hatta akut duruma geçmelerine sebep olabilmektedir. Kontamine protezler, solunum yolu, gastroentastinal sistem hatta direkt olarak dolaşım sisteminde bakteriyel enfeksiyon oluşturabilecek muhtemel bir patojen kaynağı olabilmektedir (Glass ve ark., 2001).

Diğer taraftan alınan besinlere ve nikotine bağlı olarak kaide yüzeyinde oluşan lekeler estetiğin bozulmasına neden olabilmektedir. Ayrıca protez kaidelerinde birikebilen fusobakteri türlerinin sülfür bileşikleri salgılaması sonucu ağızda kötü bir koku, yani halitosis meydana gelebilmektedir.

Protez stomatitinin en önemli tedavi edici ve önleyici tedbiri etkili oral ve protez hijyeninin uygulanması, protez kullanma alışkanlıklarının düzeltilmesidir. Çünkü protez stomatitinde en önemli etken protez kullanımınıdır. Düzenli ağız ve protez hijyeninin sağlanması için hastalar gece protezlerini çıkartmaları konusunda ikna edilmeli ve protezlerin düzenli aralıklarla etkili bir şekilde dezenfekte edilmeleri tavsiye edilmelidir (Özbayrak, 2010; Al-Dwairi ve ark., 2012; Kulak Özkan ve Toygar, 2012; Zarb ve ark., 2013).

Oral ve protez hijyeninin araştırıldığı 2 yıllık in-vivo bir çalışmada hastalara ait protezler 1 hafta süreyle mikrodalga ile dezenfeksiyon, sodyum hipoklorite daldırma ve kontrol grubu oluşturularak incelenmiştir. Protezlerin düzenli temizlendiği gruplarda oluşan Candida enfeksiyonunun herhangi bir ilaç tedavisine ihtiyaç duymadan iyileşme gösterdiği gözlenmiştir. Protezlerin düzenli temizlenmesi, oral ve protez hijyeni açısından çok önemlidir (Webb ve ark, 2005). Bu amaç için kullanılan çeşitli maddeler ve yöntemler mevcuttur. Bu yöntemler genellikle mekanik, kimyasal ve mikrodalga olmak üzere ayrılmaktadır.

2.2.1. Mekanik Yöntemler

Fırçalama

Diş fırçalamak için üretilmiş diş fırçaları, protez temizliği için de kullanılabilir. Ayrıca piyasada bu iş için özel tasarlanmış protez fırçaları mevcuttur. Rutin protez temizliği için en yaygın yöntem musluk suyu, sabun ve su, diş macunu ile protezlerin fırçalanmasıdır. Fakat bu yöntem düzenli ve günlük uygulandığında etkilidir (Zarb ve ark., 2013).

Protez üzerinde biriken plağın etkili bir şekilde kaldırılabilmesi için 20 dakikalık bir fırçalamanın gerekli olduğu bildirilmesine rağmen günde iki kere iki dakikalık bir fırçalamanın etkili olduğu gösterilmiştir (Dikbaş ve Köksal, 2005). Fırçalama yöntemi, protezlerdeki renklemeleri ve plağı gidermek için etkili bir yöntem olmasına rağmen protez dezenfeksiyonu için tek başına yeterli bir yöntem değildir (Shay, 2000).

Ultrasonik Cihazlar

Ultrasonik cihazların çalışma prensibi titreşim yoluyla mikroorganizmaları yerinden çıkarmaktır. Bu yöntem, mikroorganizmaların sayısında önemli bir azalmaya

sebeup olmamaktadır ve protez plağının çıkarılması için tek başına yeterli bir yöntem değildir. Fakat ultrasonik temizleyici cihazın içerisine, dezenfektan bir eriyik konularak dezenfektanın etkisi arttırılabilmektedir (alıkkocaoğlu, 2010).

Ultrasonik temizlemenin protezin cilalı yüzeyleri üzerinde herhangi bir olumsuz etkisi bulunmamaktadır. Ultrasonik veya sonik protez temizleme cihazları zahmetsiz bir temizleme yöntemi olduğu için, özellikle felçli veya zrl hastalar için sık tercih edilmektedir (Dikbaş ve Köksal, 2005; Dikbaş, 2010).

2.2.2. Kimyasal Yöntemler

Kimyasal ajanlarla protez yüzeyini temizlemeyi amaçlayan bu yöntem çeşitli mekanizmalarla etki edebilir.

Germisid olabilirler, yapışmış hücreleri kaldırarak, bakteriolitik veya kandidalitik etki gösterebilmektedirler. Preteolitik etkilere sahiptirler, böylece intersellüler yapışmayı bozabilirler. Fakat bütün bunlara karşın imalati önerilerine uygun olarak kullanıldıklarında bile etkisiz olduğu bulunan kimyasal temizleyiciler mevcuttur. Protez temizliği için kullanılan kimyasal ajanlar şöyledir:

Alkale Peroksitler

Ticari olarak toz veya efervesan tablet şeklinde bulunabilirler. Bu rnler, sodyum perborat veya perkarbonat gibi oksijen çıkaran ayrıca yüzey gerilimini azaltmak amacıyla ilave edilen trisodyum fosfat ihtiva ederler. Bu eriyikten çıkan oksijen kabarcıkları, protez üzerinde mikro-mekanik temizleme gerçekleştirerek hafifçe tutunmuş kirleri uzaklaştırabilir. Peroksit temizleyicileri en çok yeni oluşmuş plak ve lekeler üzerinde etkilidir. Yeni protez yapılmasından itibaren düzenli olarak kullanıldıkları takdirde, bu ürünler müsin ve hafifçe tutunmuş besin artıklarınını etkili bir biçimde yok edebilirler. Ancak perborat içeren temizleyiciler yerleşik kalın dental plaklar konusunda yeterli bulunmamaktadır (Segundo ve ark., 2008; alıkkocaoğlu, 2010; Zarb ve ark., 2013).

Protezlerin, peroksit eriyikleri içine 15-30 dakika daldırılması yeterli bulunmadığı için peroksit temizleyicilerinin etkili olabilmesi için protezlerin, kimyasal solüsyonda bira saat veya bir gece bırakılmaları tavsiye edilmektedir. Ayrıca peroksit içerikli protez temizleyicileri, otopolimerizan sert astar maddeleri üzerinde renk

değişikliğine neden olabilmektedir (Garcia ve ark., 2004; Harrison ve ark., 2004; Hong ve ark., 2009; Moffa ve ark., 2011).

Alkalen Hipokloritler

Alkalen hipoklorit ajanlar protez kaide plağı ve dişler üzerinde biriken müsin ve organik tabakaları çözerek bakterisid ve fungusid etki göstermektedirler. Ayrıca, protez üzerinde oluşan renklemeyi giderererek, müsin tabakası ve diğer organik yapıları çözmekte bakterisid ve fungusid etki göstermektedirler. Tartırları eritmez, fakat tartırın üzerinde toplandığı organik matriksi eriterek tartır oluşumunu inhibe edebilirler (Çalikkocaoğlu, 2010).

%1'lik sodyum hipoklorit solüsyonu 10 dakika içinde mikroorganizmaları yok edebilmektedir. Fakat protez kaidesi üzerinde beyazlatıcı etkiye sahip olması nedeniyle, sodyum hipokloritin %1-2,5'luk solüsyonunun kullanımının 2-3 dakikayı geçmemesi önerilmektedir (Dikbaş ve Köksal, 2005). Sodyum hipoklorit, organizmaları öldürme açısından geniş etkiye sahip klasik bir dezenfektan olmasına rağmen protezlerde bulunabilen organik maddelerin varlığı nedeniyle, etkinliği azalabilmektedir. Bu solüsyonların, tadı ve kokusu hasta için rahatsız edicidir. Ellere ve giysilere zarar verebilirler. Fakat nispeten ucuz olması bir avantaj olarak düşünülebilmektedir. Fakat alkalen hipokloritler akrilik protez maddeleri üzerinde ağarmaya da yol açmaktadırlar (Zarb ve ark., 2013).

Seyreltik Asitler

Seyreltik asitler, tartır birikimlerinin inorganik fosfatını çözdükleri için peroksit tipi temizleyicilere direnç gösteren inatçı lekelere karşı etkili kimyasal ajanlardır. Çoğunlukla hidroklorik asitli temizleyicilere ek olarak kullanılabilirler. Genellikle hidroklorik asitin %5'lik eriyikler şeklinde kullanılırlar. Fosforik asitin %15-25'lik konsantrasyonlarında da kullanılabilirler. %5'lik asetik asit ve benzoik asit de bu sınıfta yer almaktadır.

Protezlerin metal parçaları üzerinde korozyona sebep olabilirler. Uygulanması fırça, sünger ya da özel aplikatörler ile yapılmalıdır. Giysiler, gözler ve deri için zararlı olduğundan, bu ürünlerin kullanılmasında dikkatli olunmalıdır (Çalikkocaoğlu, 2010; Moffa ve ark., 2011).

Dezenfektanlar

Potasyum permanganat (%0.4-1), gluteraldehitin %2' lik solüsyonu, klorin dioksit ve klorheksidin glukonat (%0.2) gibi çeşitli dezenfektan eriyikler protez temizliği için kullanılmaktadır. %2' lik gluteraldehit eriyiğın 10 dakikada dezenfeksiyon sağladığı bildirilmektedir. %0,4 ve %1' lik potasyum permanganat ise bu konuda yetersiz kalmaktadır. %2' lik klorheksidin glukonatın Candida albicans üzerinde etkili olduğunu, protezin altındaki iltihabi dokularda iyileşme sağladığını ve protez dezenfektanı olarak kullanılabileceği belirtilmektedir. Protez üzerindeki bakteri miktarında azalma ve protez stomatitisi olan mukozada iyileşme olduğu fakat tedaviden sonra nüksettiği görülmektedir (Dikbaş ve Köksal, 2005; Perçin ve Esen, 2009; Dikbaş, 2010).

Enzimler

Papain, mütiaz, proteaz, amilaz gibi enzimleri içeren eriyikler de protezlerin dezenfeksiyonunda kullanılabilmektedir. Enzim içeren temizleyiciler bakteri plağındaki glikoprotein, mukoprotein ve mukopolisakkaritleri parçalayarak etki gösterirler. Enzimler, protezlerden organik maddelerin giderilmesinde iyi sonuç verirler, inorganik birikintilerin çıkarılması için ise solüsyona EDTA (Etilen diamin tetra asetik asit) ilave edilebilmektedir.

Enzim tipi temizleyiciler protezlerdeki mikroorganizmalar üzerinde etkili bulunsa da fungisidal yönden enzimli veya enzimsiz temizleyiciler arasında önemli bir fark bulunamamıştır.

Tüm bu yöntemlerin dışında ozon ile protez temizliği yöntemi de bulunmaktadır. Ozon, kuvvetli bir sterilizasyon, beyazlatma ve koku giderme özelliğine sahiptir. Bakteri membranlarını ve hücre duvarlarını tahrip ederek güçlü bir sterilizasyon uygulamaktadır. Protez temizliği için 10 dakikalık bir ozon uygulaması yeterli bulunmuştur. Protezlerin dezenfeksiyonu için ozonun sıvı şeklinde değil de, gaz şeklinde uygulanması gerekmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010).

Silikon Polimerler

Silikon polimerler, protez yüzeylerinde, bir sonraki uygulamaya kadar bakterilerin protez üzerine tutunmalarını önleyen koruyucu bir tabaka oluşturarak etki gösterirler (Shay, 2000; Zarb ve ark., 2013).

2.2.3. Mikrodalga Enerjisi ile Dezenfeksiyon

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin mikrobiyal etkinliği ilk olarak 1985 yılında kanıtlanmış ve kullanılmaya başlanmıştır (Rohrer ve Bulard, 1985). Mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi, yiyeceklerin sterilizasyonu, laboratuvarlarda dekontamine malzemelerin dezenfeksiyonu, klinik çöplerin dezenfekte edilmesi, mantar bulaşmış kıyafetlerin steril edilmesi, kontakt lenslerin dezenfekte edilmesi, diş fırçalarının dezenfeksiyonu gibi birçok kullanım alanına sahiptir (Friedrich ve Phillips, 1988; Hoffman ve Hanley, 1994; Border ve Sperman, 1999; Crabbe ve Thompson, 2001; Hiti ve ark., 2001; Guillard ve ark., 2010; Filho ve ark., 2011).

Çalışmalarda mikrodalga enerjisi sonucu hücre yapısında değişiklikler görülebildiği, hücre zar geçirgenliğinin değişebildiği ve hücre ölümü görülebildiği gösterilmektedir (Woo ve ark., 2000; Campanha ve ark., 2012; Campanha ve ark., 2013). Bu değişiklikleri açıklamak için ortaya farklı teoriler atılmıştır (Watanabe ve ark., 2000; Hiti ve ark., 2001; Kuşlu ve Bayramoğlu, 2002; Brondani ve ark., 2012). Buna rağmen mikrodalga enerjisinin dezenfeksiyon mekanizması üzerindeki etkisi halen net bir şekilde açıklanamamaktadır (Silva ve ark., 2006; Neppelenbroek ve ark., 2008).

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminde canlılığını yitirmiş organizmalar ve bunların ürünleri protez üzerinden uzaklaştırılamamaktadır. Bu nedenle ultrasonik temizleyici veya fırçalama yönteminin de bu yöntemle ilave olarak kullanılması gereklidir (Çalikkocaoğlu, 2010; Anusavice ve ark., 2013).

Mikrodalga ile dezenfeksiyonun 650 W güç ile 5 dakika uygulanması protez kaide maddeleri ve kaide astarları üzerinde bulunan *Candida albicans* ve *staphylococcus aureus* suşları üzerinde etkili bulunmaktadır (Baysan ve ark., 1998; Watanabe ve ark., 2000; Woo ve ark., 2000; Campanha ve ark., 2005).

HIV (İnsan Bağışıklık Yetmezlik Virüsü) enfekte hastalardan elde edilmiş *Candida* suşları akrilik tam protezlere bulaştırılarak 650 W güç ile 3 dk. mikrodalga ile dezenfekte edildiğinde, işlemleri takip eden 48 saat ve 7 gün içinde herhangi bir mikrobiyal büyüme görülmemesine rağmen kontrol grubunda 48 saat içinde düzgün mikrobiyal artış gözlenmektedir (Sanita ve ark., 2008).

Rastgele iki gruba ayrılarak incelenen 30 hastaya ait akrilik tam protezler, 650 W 3 dk. ve 650 W 2 dk. mikrodalgaya maruz bırakılarak mikrobiyal etkinliği incelendiğinde 3 dakika mikrodalga enerjisine maruz kalan tüm akrilik protezlerin steril olduğu görülmektedir. 2 dakika mikrodalga enerjisi ile işlem gören protezlerde ise mikrobiyal azalma görülmesine rağmen kolonilerde tekrar büyüme görülebilmektedir (Ribeiro ve ark., 2009).

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminde 5,10 ve 15 dakikalık kuru sterilizasyonun C. Albicans suşlarını sterilize edemediği görülmesine rağmen, 5 dakikalık su içerisinde mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin başarılı olduğu görülmektedir (Dixon ve ark., 1999; Buegers ve ark., 2008). Mikrodalga enerjisi ile kuru ortamda yapılan mikrodalga ile dezenfeksiyonun akrilik protez kaidelerinde C. Albicans üzerinde etkinliği gözlenmemektedir. Ayrıca susuz olarak yapılan mikrodalga işleminin akrilik yapıyı zayıflattığı ve kırılğan hale getirdiği gözlenmiştir (Hamouda ve Ahmed, 2010). Protezler, susuz bir ortamda mikrodalga fırına yerleştirilmemelidir. Fırın içerisine su konularak fırınının protez kaidesi ve yapay dişler üzerinde oluşturacağı ısı konsantrasyonu da düşürülmelidir (Buegers ve ark., 2008; Hamouda ve Ahmed, 2010).

Mikrodalga ile dezenfeksiyonun kimyasal dezenfeksiyona göre en büyük avantajları, işlem süresinin kısalması, Candida albicans rezistansını indüklememesidir. Ayrıca kimyasal dezenfektanlardaki saklama koşulları ve özel depolama sorunları mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminde ortadan kaldırılmıştır (Machado ve ark., 2006; Sartoni ve ark., 2006; Çalikkocaoğlu, 2010; Zarb ve ark., 2013).

2.2.4. Protez Temizleme Yöntemlerinin Birlikte Kullanılması

Dezenfeksiyon yöntemlerinin, hem etkinliğini arttırabilmek hem de protezler üzerinde oluşabilecek mekanik olumsuzlukları önleyebilmek için farklı protez temizleme yöntemleri kombine edilebilmektedir. Bu yönde yapılan çalışmalar doğrultusunda mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi ve kimyasal yöntemler kombine edilebilmektedir. Akrilik örneklerle, protez temizleyici solüsyonlar içinde mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi uygulandığında, distile su içinde mikrodalga enerji kullanılarak yapılan dezenfeksiyondan mikrobiyal açıdan daha etkili sonuçlar elde edilmiştir. Böylece uygulanan mikrodalga enerjisinin güç ve süre parametreleri azaltılabilir, fakat

akrillerin fiziksel özellikleri üzerindeki değişiklik hakkında daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (Glass ve ark., 2001; Senna ve ark., 2013).

2.2.5. Temizleme Yöntemlerinin Protez Kaide Materyallerinin Fiziksel Özellikleri Üzerindeki Etkileri

Teorik olarak, bir protez hastaya tesliminden itibaren kullanıldığı süre boyunca düzenli aralıklarla temizleyicilere maruz kalacağı için, bu maddelerin protez kaide materyali üzerinde oluşturabileceği zararlı etkilerin incelenmesi önemlidir. Mekanik temizleme yöntemlerinin protez materyali üzerindeki etkileri incelendiğinde fırçalama yönteminin akrilikler üzerinde aşınmaya yol açabildiği görülmektedir. Temizleme amacıyla kullanılan fırçanın yapısı ve fırçalamada kullanılan temizleyici ajanın içeriği bu konuda önem taşımaktadır. Fırça kıllarının büyük çaplı, kısa ve sert olması protez yüzeyinde aşınmaya yol açabilmektedir. Temizleyici ajan olarak kullanılabilen erimeyen kalsiyum karbonat içeren macunlar oldukça aşındırıcı etkiye sahip olmalarına rağmen eriyebilen sodyum bikarbonat içeren diş macunlarının aşındırıcı etkiye sahip olmadıkları görülmektedir. Uygun olmayan fırçalama, protez akrilik reçinesi üzerinde aşındırmaya sebep olmaktadır (Zarb ve ark., 2013). Isı, kimyasal ve ışıkla polimerize edilmiş farklı akrilik protezler üzerinde farklı macun ve protez temizleyicilerinin uygulandığı bir çalışmada en fazla aşınma konvansiyonel akrillerde gözlenmiştir. Işıkla polimerize edilen akrillerde nispeten daha az aşınma gözlenirken sadece su kullanılarak fırçalanmış örneklerde anlamlı yüzey aşınmasına rastlanmamıştır (Haselden, 1998).

Kimyasal yöntemler incelendiğinde, sodyum hipoklorit esaslı temizleyiciler başta olmak üzere nadiren de peroksit tipi temizleyicilerin akrilikler ve yumuşak astarlar üzerinde beyazlamaya yol açtığı gözlenmektedir (Saraç ve ark., 2007). %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonu içinde 2-3 dakikadan daha uzun bekletme protez kaide materyali üzerinde renk değişimine yol açabilmektedir (Dikbaş ve Köksal, 2005). Klor iyonu içeren çözeltiler bölümlü protezlerin metal komponentleri üzerinde koroziv etkiye sahiptir. Solüsyondaki klor iyonu konsantrasyonu yükseldikçe koroziv etki de artmaktadır. Asit tipi temizleyiciler, metal kaide parçalarının zayıflamasına ve parlaklık kaybına yol açacağı için metal içeren kaidelerde kullanılmamalıdır (Çalikkocaoğlu, 2010).

Protez temizleyicisi olarak kullanılabilen %2'lik gluteraldehitin uzun süreli uygulamasında, protez akriliğinde pürüzlenme ve sertliğinde azalma gözlenmektedir. %2'lik klorheksidin solüsyonuna daldırma işleminin protez stomatitini önleme üzerinde etkili olduğu görülmesine rağmen protezlerde ciddi renk değişikliği ortaya çıkmaktadır (Dikbaş ve Köksal, 2005). Çapraz bağlantıya sahip olan ve olmayan akrilik rezinler kimyasal dezenfeksiyon işlemine tabi tutulduğunda fiziksel özelliklerinde değişim görülmektedir. Özellikle alkol bazlı dezenfektanlar, ışıkla polimerize edilmiş çapraz bağlantıya sahip olmayan protez kaide materyalleri üzerinde çatlak oluşumunu arttırmakta ve elastikiyet modülünü azaltmaktadır. Bu azalma dezenfektanın içeriğindeki alkolün bir çözücü gibi davranması sonucu çapraz bağlantıya sahip olmayan homopolimerlerin yüzeyinde çatlaklara yol açmaktadır ve bu çatlaklar kırılma için başlangıç noktalarıdır. Sonuç olarak alkol bazlı dezenfektanlar çapraz bağlantıya sahip olmayan akrilik rezinler için uygun değildir (Asad ve ark.,1992; Regis ve ark., 2009).

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin protez kaide materyalleri üzerinde oluşturduğu fiziksel etki incelendiğinde, 604 W güç ile 10 dk içerisinde akrilik reçinede oldukça fazla kontraksiyon ve ekspansiyon meydana geldiği, doz ve sürenin azaltılması ile 331 W 6 dakikada çok küçük boyutsal değişiklik tespit edilmiştir (Thomas ve Webb, 1995). Mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin 450 W ve 630 W ile 3 dakika uygulandığı polimetilmetakrilat akrillere fiziksel özellikleri 900 W ile 3 dakika uygulanan örneklerden daha üstün bulunmaktadır (Senna ve ark., 2011). Protezlerin oklüzyon dikey boyutlarının incelendiği bir çalışmada dört hafta boyunca haftada üç kere mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin uygulandığı çalışma grubunda, haftada bir kere mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi uygulanan çalışma grubuna göre anlamlı farklılık bulunmuştur (Basso ve ark., 2012). Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin farklı güç ve sürelerde uygulanması ve dezenfeksiyon yönteminin tekrarlanma sıklığı akrilik materyalinin fiziksel özellikleri üzerinde farklı etkiler meydana getirmektedir (Polyzois ve ark., 1995; Fleck ve ark., 2007; Hussen ve ark., 2008; Basso ve ark., 2010). Bu yönde yapılan çalışmalar olmasına rağmen mikrodalga enerjisinin hangi güç ve sürede hangi sıklıkla protez kaide materyalleri üzerinde uygulanmalarının klinik olarak kabul edilebilir düzeyde deformasyona yol açtığı netliğe kavuşmamıştır.

2.3. Tam Protezlerin Boyutsal Stabilizasyonu

Tam protezlerin başarılı olmalarının klinik kriterlerinden biri de dokulara net bir şekilde uyumlu olmalarıdır. Akrilik reçinelerin büzülmesi sonucu dokulara uyumunun bozulması ise olumsuz bir durumdur. Bu durum ile en sık post-dam alanı boyunca karşılaşılmaktadır. Bu bölgede protezin dokulara temas etmemesi retansiyonu olumsuz yönde bozar. Üst protezlerde post-dam alanı oluşturulacak bölgenin kalınlaştırılması suretiyle polimerizasyon büzülmesi kısmen telafi edilmeye çalışılmaktadır. Post-dam hazırlığı, posterior kenardan 1/3 mesafede ve hamular çentik ile orta çizgi arasında en derin olacak şekilde yapılmalıdır. Anteroposterior ve lateral yönde kademeli olarak sığlaşmalı ve en derin yeri 1,5 mm olmalıdır (Hayakawa, 2007; Çalıkkoçoğlu ve ark., 2010).

Akrilik reçinelerde görülen ilk boyutsal değişiklik, protezin polimerizasyonu ve bitirilmesi sırasında gözlenmektedir. Akrilik kitesinin tepilmesinden sonra muflaların soğutulma şekli akrilik kitlesinin model ile adaptasyonunu etkilemektedir (Ganzarolli ve ark., 2002; Abby ve ark., 2011; Arora ve ark., 2011; Altarakemah ve Soderholm, 2012). İkinci değişiklik ise bitmiş protez suya konulduğu veya ağızda kullanılmaya başlandığında su absorbe etmesi sonucu haciminde görülen artıştır. Fakat bu durum polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için her zaman yeterli değildir. Polimerizasyon sırasında akrilik kitlesinin yoğunluğu 0.94 g/cm^3 'e değişir. Klasik sıcak akriliklerin karşılaştırıldığı çalışmalarda hacimsel büzülme yaklaşık %7 bulunmuştur. Maddenin büzülmesi bütün yüzeyde eşit şekilde meydana gelir. Bu nedenle protez kaide plağının dokulara uyumu çok fazla etkilenmez. Protez kaidesinde %7 hacimsel büzülmenin, %2' si çizgisel büzülme şeklinde gerçekleşmektedir. Çizgisel büzülme üst protezin tutuculuğunu ve tüberküllerin uyumunu etkileyen olumsuz bir faktördür (Çalıkkoçoğlu ve ark., 2010; Anusavice ve ark., 2013; Zarb ve ark., 2013).

Polimerizasyon süresi incelendiğinde ısı ile aktive edilen akriliklerdeki çizgisel büzülmenin nedeninin sıcaklık olduğu görülmektedir. Soğutma işleminin başlarında reçine nispeten yumuşaktır. Soğuma devam ettikçe reçine camsı geçiş ısısına yaklaşır. Camsı geçiş ısısı (konvansiyonel akriliklerde 105°C) polimerize olmuş akriliğin yumuşak, lastiksi halinden rijit bir kütleye geçişidir. Akrilik kütlesinin bu esnada değişik özelliklere sahip alçı ile çevrili olduğu unutulmamalıdır. Camsı geçiş ısısı

altında olan bu büzülme akriliğin yapısına göre farklı oranlarda oluşur. Kimyasal polimerize olan akriliklerde ısı daha düşük olduğundan çizgisel büzülme daha az olmaktadır. Bu durumda kimyasal akriliklerden yapılan protez kaide maddelerinin dokulara daha iyi adapte olacağı düşünülebilir. Fakat kaide maddesinin boyutsal stabilitesi genel olarak düşünüldüğünde muflalamada kullanılan madde, akriliğin kendi yapısı, polimerizasyon ısı ve süresi gibi faktörlerin de etkili olduğu unutulmamalıdır (alıkkocaoğlu ve ark., 2010; Sakaguchi ve Powers, 2012; Anusavice ve ark., 2013; Zarb ve ark., 2013).

Polimerizasyon büzülmesini önlemek için yapılan çalışmalar genel olarak üç grup altında toplanabilir.

1- Akrilik reçine içeriğinin modifiye edilerek, geliştirilmesi esasına dayanır. Kopolimerlerin kullanımı ile bu durum kısmen dzeltilebilmiştir.

2- Polimerizasyon büzülmesini önlemek ya da en asgari seviyeye indirebilmek için diğer bir yöntem farklı polimerizasyon tekniklerinin geliştirilmesidir.

3- Ana modeli dökmek için kullanılan sert alıların geliştirilmesi esasına dayanır. Yüksek ekspansiyon değerine sahip alçı kullanıldığı takdirde, polimerizasyon büzülmesinin önemli ölçüde kompanse edilebileceğini göstermiştir. Bu miktar tip III alçı ile kıyaslandığında postdam bölgesindeki açıklığın %50 oranında azaldığını göstermiştir (alıkkocaoğlu ve ark., 2010).

2.4. Boyutsal Değişimin Hesaplanması İçin Kullanılan Yöntemler

2.4.1. Fotogrametri Yöntemi ile Değerlendirme

Fotogrametri, fotografik görüntülerin kayıt, lme ve yorumlanması sonucunda bilgiler üreten ve bu bilgilerin analizini yapan bilim dalıdır. Fotogrametrinin matematiksel modeli merkezi izdüşümdür. Görüntü elde eden optik kamera sistemleri, gerçek dünyanın görüntüsünü sensör düzlemine merkezi izdüşüm şeklinde yansıtır. Başka bir ifadeyle, bir kamera ile elde edilen görüntü ile o görüntünün ait olduğu gerçek dünya sahnesi arasındaki matematiksel ilişki merkezi izdüşümdür. Bu nedenle, merkezi izdüşümün matematiksel ve geometrik modeli kullanılarak fotoğraftaki nesnelerin şekil,

konum, büyüklük, görünüş gibi özellikleri kolayca belirlenebilir (Fraser ve ark., 2008; Heng ve Chandler, 2010).

Fotogrametri ilk kez askeri istihbarat amacıyla kullanılmış ve bunun için bir balon ile havadan yeryüzünün resimleri çekilmiştir. Hava fotogrametrisi, zamanla geliştirilerek farklı alanlarda kullanım alanı bulmuştur. Endüstride, elektrik ve bilgisayar mühendisliği gibi teknoloji branşlarında, robotlar, görüntüleme, animasyon gibi yapay zeka çalışmalarında, uzay, uçak, gemi ve otomotiv sanayisinde, polis ve adli vakalarda, mimari alanında, çevre ve şehir planlamalarında, toprak erozyonlarının incelenmesinde ve medikal alanda yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Silva, 2012; Rao ve ark., 2013).

Basit fotogrametri, fotoğraftaki çizgilerin kesişmesi prensibine dayanır. Yeryüzündeki detayların ölçülmesinde kullanılır. Fakat bu yöntem yeryüzündeki farklı görüntüleri aynı düzlemde birleştiremez. Bunun için stereo fotogrametrik yöntemler kullanılmalıdır (Silva, 2012).

Fotogrametri, kameranın konumuna göre yer, hava, uydu ve yakın resim fotogrametrisi olarak sınıflandırılır. Kullanılan matematiksel yaklaşımlara göre ise fotogrametri analog, analitik ve dijital fotogrametri şeklinde sınıflandırılmaktadır (Fraser ve ark., 2008; Silva, 2012).

Dijital Fotogrametri

Fotogrametri, teknolojiye paralel bir şekilde her geçen yıl gelişme göstermekte ve ilerlemektedir. Günümüzde bilgisayar teknolojisinin ilerlemesi, güçlü bellek ve hızlı işlemcilerin üretilmesi sayesinde, tüm fotogrametrik uygulamalar dijital fotogrametri yaklaşımları ile gerçekleştirilmektedir.

Dijital fotogrametri yönteminde ana veriler dijital görüntülerdir. Analog yerine dijital görüntülerin kullanılması birçok avantaj sağlamaktadır. Bu yöntemde görüntüler doğrudan bilgisayarda görüntülenebilir ve ölçülebilir. Ölçüm sistemleri sabittir ve kalibrasyona gerek yoktur. Görüntüde iyileştirmeler yapılabilir ve dijital görüntü işleme teknikleri, fotogrametrik ölçme ve değerlendirme işlemlerinin otomatik olarak gerçekleştirilmesi amacıyla yeni olanaklar sağlar (Remondino ve El-Hakim, 2006; Cherukara ve ark., 2007; Temiz ve Külür, 2008).

Dijital görüntünün tümü, elemanları $f(u,v)$ olan iki boyutlu bir F matrisinde oluşmaktadır. Her bir elemana piksel adı verilir. Her bir pikselin fotoğraf üzerinde karşılık geldiği bir radyometrik değer vardır. Bu radyometrik değerler pikselin belirli renklerde sayısal gri değerleridir, siyah-beyaz fotoğraf için bu gri değerler 0-255 arasında değişir (Temiz ve Dogan, 2005; Silva, 2012).

Dijital Fotogrametride iç ve dış yöneltme, analitik geometri ilkelerine göre yapılır. Komparatör veya analitik aletlerle yapılan resim üzerindeki noktaların koordinat ölçmeleri dijital fotogrametri için de önemlidir. Dış yöneltmenin otomatik olarak yapılabilmesi için stereo görüntü üzerinde aynı cisme karşılık gelen noktalar bulunmalıdır. Bu işlemin yapılabilmesi için resimdeki görüntü parçasının diğer resimdeki yerinin araştırılması gerekir. Yapılan bu araştırma işlemine görüntü eşleştirme adı verilir. Görüntü eşleşme işlemleri; alana, şekle veya detay ilişkilerine dayanan eşleşme olmak üzere üç farklı yöntemle yapılır. Eşleşme yöntemlerinde resimlerin birbiriyle ortak noktaları bulunarak iki boyutlu bir dönüşüm (genellikle affin dönüşümü) uygulanır. Bu işlem sonucunda resimlerin birbirine göre durumları sayısal olarak belirlenmiş olur (Galantucci ve ark., 2013; Piatti ve Lerma, 2013).

Fotoğrafların ışın demetleri sonunda dış yöneltme işlemi tamamlanmış olur. Bundan sonra objenin üç boyutlu sayısal değerlendirmesini yapabilmek için sayısal arazi modeli (SAM) oluşturulur. Çünkü SAM, eşyükseklik eğrili haritaların perspektif görünüşlerin, ortofotoların üretilmesi gibi pek çok uygulamada kullanılır. Bu işlem için obje üzerindeki dayanak noktalarının koordinatlarından yararlanır. Obje koordinat sisteminin yatay düzleminde ve yeter sıklıkta bir ağ oluşturulur. Dayanak noktaları bu ağın içinde ve dışında dağılmış durumda bulunurlar. Daha sonra bu ağın köşe noktalarının yükseklikleri çeşitli enterpolasyon yöntemlerinin herhangi birinden yararlanarak hesaplanır. Böylece objenin üç boyutlu sayısal yüzey tanımlaması yapılmış olur. Dijital fotogrametrinin en büyük avantajlarından biri görüntü eşleme teknikleri ve dış yöneltme parametreleri yardımıyla objenin üç boyutlu sayısal modelinin oluşturulmasıdır (Silva, 2012; Shigeta ve ark., 2013).

Yakın Resim Fotogrametrisi

Yakın resim fotogrametrisi; yakın mesafeden çekilen fotoğrafların dijital ortama aktarılması, kalibrasyonu, ölçümlerin yapılması ve yeni verilerin üretilmesi aşamalarından oluşan; doğruluğu ve duyarlılığı çok yüksek bir fotogrametrik yöntemdir (Cronk ve Fraser, 2008; Armesto ve ark., 2009). Yakın resim fotogrametrisi diş hekimliği alanında diş aşınmalarının ölçümünde, üç boyutlu modellerin elde edilmesinde veri toplamak amacıyla, kızılötesi kameralarla TME (Temporomandibuler Eklem) hareketlerini izleyerek incelemek için, yüzün 3 boyutlu modellemesinde, protez ve uzuvların modellenmesinde, okluzal kontakların elde edilmesinde, ortodontik tedavi planlamasında dental arkın hesaplanmasında kullanılabilen güncel bir yöntemdir (Remondino ve El-Hakim, 2006; Cherukara ve ark., 2007; Li ve ark., 2011; Normando ve ark., 2011; Furtado ve ark., 2013; Galantucci ve ark., 2013; Piatti ve Lerma, 2013; Shigeta ve ark., 2013).

Yakın resim fotogrametri, dijital olarak 0.5 cm ve daha küçük objelerin modellenmesi, ölçülmesi ve kalite kontrolünün sağlanması amacıyla yönelik olmasının yanında uydu ve uzay çalışmalarında kullanılan dijital sensörlerin test ve kalibrasyonunda da kullanılmaktadır (Ergün ve Altan, 2003).

Yakın Resim Fotogrametri Yönteminin Uygulanması

Yakın resim fotogrametri yöntemi iki farklı bölümden oluşur. *Fotoğraf*, fotogrametrinin fotoğrafik kısmıdır. *Metroloji* ise, iki boyutlu fotoğraflardan geometrik olarak üç boyutlu nesne koordinatlarının elde edilmesi işlemlerini kapsar.

Fotogrametri yönteminin kullanılması için gerekli prensip, fotogrametrik nirengi oluşturma esasına dayanmaktadır. Bir sahnenin (veya nesnenin) farklı iki noktadan en az iki tane resminin çekilmesi sayesinde, bu iki resmi oluşturan izdüşüm ışınlarının uzayda kesişmesi gerektiği gerçeği kullanılarak resimdeki nesnelerin gerçek üç boyutlu uzaydaki koordinatları hesaplanabilir. Uzaydaki bir noktayı, farklı konumlardaki resimlere izdüşüren izdüşüm ışınlarına homolog ışınlar adı verilir. Homolog ışınlar, aynı uzay noktasının farklı resimlerdeki izdüşümlerini yapan ışınlardır. Buna göre, resimlerde görülen aynı nesne noktasının homolog izdüşüm

ışınları uzayda, bu resim noktalarının karşılığı olan nesne noktasında kesişirler. Bu geometrik tespit ile homolog ışınların izdüşürdüğü resimdeki tüm noktaların nesne koordinatları bulunabilir (Cronk ve Fraser, 2008; Silva, 2012).

Fotoğraf

Fotogrametri yönteminde doğruluğun yüksek olabilmesi için fotoğraflar yüksek kalitede alınmalıdır. Fotoğraf alınmasında dikkat edilmesi gereken bazı noktalar bulunmaktadır.

- Görüş Alanı
- Odaklama
- Pozlama

Görüş Alanı: Görüş alanı, kameranın ne kadar görüntüyü kapsadığını ifade eder. Dijital sensörün büyüklüğü ve lensin odak uzaklığı önemlidir. Lens boyutları sabit tutulursa, sensörün boyutları büyüdükçe görüş alanı artmaktadır. Normal açılı lenslerin iyi bir görüş alanı vardır ve doğruluk değerleri yüksektir.

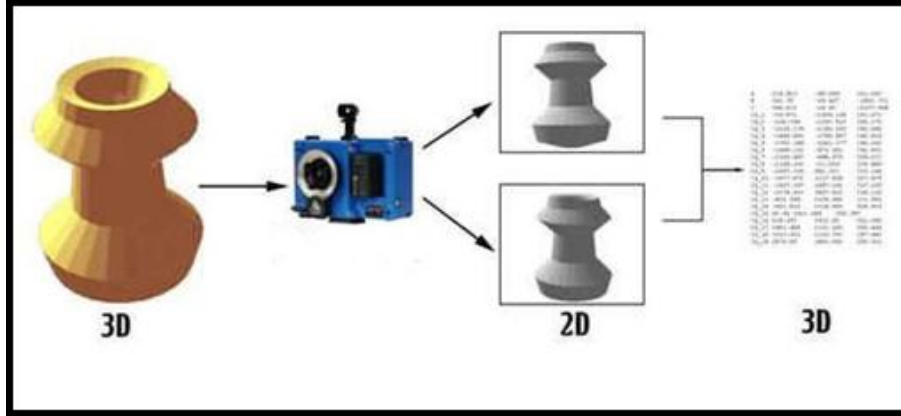
Odaklama: Görüntünün netliğini arttırabilmek için en önemli özelliklerden birisi odaklamadır. Kabul edilebilir netlik, netlik derinliği olarak adlandırılır. Bir lensin netlik derinliği birçok faktöre bağlıdır. Lensin odak uzaklığının yanında sensörün büyüklüğü, kameradan uzaklık, objenin büyüklüğü, lensin diyafram değeri önemlidir.

Pozlama: Fotogrametri yönteminde, fotoğrafların pozlanması aşamasında nesnenin aydınlık ve arka planın bulanık olması istenilen bir durumdur. Işığın geri yansıtacak nesnelere kullanıldığında, ölçüm aşamasında sorun ortaya çıkabilir. Nesnenin pozlanması tamamen flaşın gücü ile alakalı iken arka plan pozlanması ise ortamın aydınlatma şartlarına bağlıdır. Flaşın güç ayarı, nesnenin kameradan uzaklığı ve nesnenin büyüklüğüne bağlı olarak yapılmalıdır (Fraser, 1997).

Metroloji

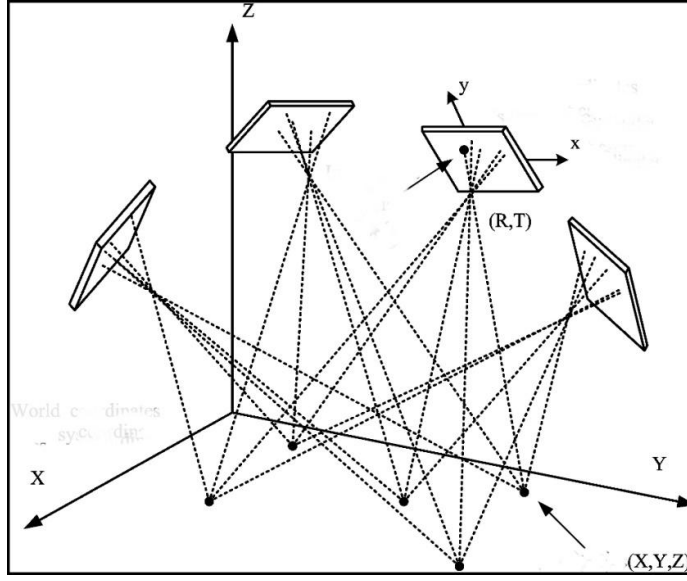
Düz ve 2 boyutlu görüntülerin geometik olarak 3 boyutlu gerçek nesnelere metroloji yöntemi ile dönüştürülmesi aşamasına verilen addır. Bu dönüşüm kamera ile gerçekleşir. Fakat, 3. boyuttan 2. boyuta tek bir fotoğraf ile veriler tamamen aktarılamaz

ve bilgi kaybı ortaya çıkar (Fraser, 1997). Bir nesnenin üç boyutlu haritalanması için farklı konumlardan en az iki fotoğrafın çekilmiş olması gerekir (Şekil 5).



Şekil 5. Üç boyutlu bir nesnenin iki boyutlu fotoğraflarından fotogrametri yöntemi ile üç boyutlu koordinat sisteminin elde edilmesi (<https://www.opticalengineering.spiedigitallibrary.org>)

Daha çok fotoğraf çekerek, daha fazla bilgi edinilebilir, fotogrametri yönteminin sonucunda, çoklu fotoğraflardaki ölçümlerle nesnenin üç boyutlu koordinatları elde edilmektedir (Silva, 2012). Fotoğraflardan nesnelerin üç boyutlu nesne koordinatlarının doğru ve duyarlı bir şekilde hesaplanabilmesi için fotoğraf çekiminde kullanılan kameraların kalibrasyonunun yapılması gerekir. Dijital amatör kameraların kullanılması durumunda, kamera kalibrasyonunun değerlendirmeye başlamadan önce mutlaka yapılması gerekir ve bunun için en iyi yaklaşım otomatik kalibrasyon yaklaşımının kullanılmasıdır. Otokalibrasyon işlemi, resimdeki noktaların nesne koordinatlarının bulunması işlemleriyle birlikte ve aynı anda, aynı matematiksel optimizasyon hesabında gerçekleştirilir. Bu sayede optimizasyonun doğruluğu ve duyarlılığı artar. Bu şekilde tek adımda ve aynı model içerisinde hem kalibrasyon parametrelerinin hem de nesne koordinatlarının bulunmasına ışın demetleriyle blok dengelemesi adı verilir (Şekil 6). Kalibrasyonun duyarlılığı ve doğruluğunun artırılması için fotoğraf çekim geometrisi de çok önemlidir. Çekilen fotoğraflar arasında geometrik korelasyonların küçük olması, dolayısıyla resimlerde taşınan bağımsız bilgi miktarının artırılması, teorik olarak duyarlılığın artmasına neden olacaktır. Bu işlemi pratikte gerçekleştirebilmek için, ardışık sırada çekilen resimlerin kamera eksenini etrafında 90^0 döndürülmesi yeterli olacaktır (Remondino ve Fraser, 2006; Cherukara ve ark., 2007).



Şekil 6. Fotogrametri yönteminde blok demet dengelenmesi ([https:// www. opticalengineering. spiedigitallibrary.org](https://www.opticalengineering.spiedigitallibrary.org))

Kalibrasyonun duyarlılık ve doğruluğunu etkileyen diğer önemli faktörler ise kullanılan fotoğraf sayısı, kontrol noktası sayısı ve bunların resimlerdeki dağılımıdır. Genelde, görüş alanında engel bulunmayan nesnelerin resimlerinin çekimi için dört tane yakınsak resmin çekilmesi yeterli duyarlılığı sağlamaktadır. Kontrol noktası sayısı, en az kalibrasyon için hesaplanması gereken bilinmeyen parametrelere yetecek sayıda olmalıdır. Örneğin, kalibrasyon için 10 tane kameranın iç yöneltme parametresi ve dış yöneltme için de resim başına 6 yöneltme parametresi olmak üzere toplam 34 tane parametre kalibrasyon için hesaplandığında 34 tane bilinmeyen çözülmesi için en az 34 tane bağımsız denklemin yazılması gerekir. Bunun için 4 resimde en az 5 tane tüm resimlerde görünen kontrol noktasına ihtiyaç vardır. Ancak sadece 5 tane nokta ile olası ölçü hatalarını ve bunların hesaplanan parametrelere etkisinin analiz edilmesi mümkün değildir. Bu yüzden çok daha fazla sayıda ve homojen olarak dağılmış kontrol noktası kullanılıp bir dengeleme problemi şeklinde parametrelerin hesaplanması gerekmektedir (Temiz ve Dogan, 2005; Temiz ve Külür, 2008).

Australis (Australis 7.405, Melbourne, Avustralya) bu amaçla üretilmiş, fotogrametri ilkelerine uygun elde edilmiş iki boyutlu fotoğraflar üzerinde ölçülen resim koordinatlarının XYZ nesne koordinat sistemine dönüşümünü, blok demet dengelenmesi

ile gerçekleştiren bir fotogrametri programıdır (Fraser, 1997; Remondino ve Fraser, 2006).

2.4.2. İç Adaptasyon Değişimi Analiz Yöntemi

Metal ana model ile protez kaide rezini arasında kalan iç bölgede oluşan adaptasyon değişimini analiz edebilmek için ince bir tabaka şeklinde silikon kullanılabilir (Ganzarolli ve ark., 2002; Sartori ve ark., 2006). İlave silikon materyali ince bir tabaka şeklinde uygulanıp metal ana modele yerleştirildikten sonra aksiyel yönde kuvvet uygulanmaktadır. Metal ana modelin kaide ile sınır bölgelerinden taşan ölçü malzemesi kesilip ayrıldıktan sonra iç bölgedeki silikon ölçü maddesi hassas bir terazi yardımıyla ölçülmektedir. Böylece ana model ve kaide arasında kalan iç bölgede oluşan adaptasyon değişimi hacimsel olarak analiz edilebilmektedir (Gomes ve ark., 2004; Fleck ve ark., 2007; Ganzarolli ve ark., 2007; Sartori 2008; Lee ve ark., 2010).

2.4.3. Posterior Palatal Uyum Değişimi Analiz Yöntemi

Model ile plak arasında oluşabilecek muhtemel deformasyon ve palatal sınırdaki aralığın hassas bir şekilde ölçülmesi amacıyla optik mikroskop, stereomikroskop, veya taşınabilir mikroskop kullanılabilir. Ölçümler, palatal bölgeden veya alçı modeller üzerinde kesitler alınması suretiyle farklı bölgelerden de alınabilir (Pavan ve ark., 2005; Consani ve ark., 2007; Consani ve ark., 2008; Miessi ve ark., 2008; Sartori ve ark., 2008; Lee ve ark., 2010; Lira ve ark., 2010; Aby ve ark., 2011; Venus ve ark., 2011; Moussa ve ark., 2012; Pasam ve ark., 2012; Shankar ve ark., 2012; Farhan, 2013).

Deformasyonun tespiti amacıyla kullanılan optik araçlarla elde edilen dijital görüntülerde merkezi izdüşümden kaynaklı perspektif bozulmalar görülebilmektedir. Perspektif bozulmalara bağlı olarak merkezde daha az distorsiyon görülmesiyle beraber köşelerde bulunan distorsiyon miktarı artmaktadır. Bu distorsiyonun giderilmesi, hatasız ya da en az hatalı bir şekilde düzeltilmeleri için rektifikasyon yani geometrik görüntü düzeltme işlemlerinin uygulanması gereklidir. Dijital görüntünün rektifikasyonu için üç

ana yöntem kullanılmaktadır. Bunlar, polinomal rektifikasyon, projektif rektifikasyon ve differansiyel rektifikasyon yöntemleridir (Silva, 2012).

Rektifikasyon işleminde yapılan iş aslında, hatalı görüntüye geometrik dönüşüm uygulayarak hataları gidermektir. Orto-foto arasında tanımlanan analitik dönüşümlerin gerçekleştirmesini sağlamak için kullanılan hata düzeltme fonksiyonunda dönüşüm fonksiyonu ve parametreleri ayrı bir önem kazanmaktadır. Geometrik görüntü dönüşümünün ilk adımı piksel koordinat dönüşümüdür. Piksel koordinat dönüşümünde amaç, giriş görüntüsündeki piksellerin, sonuç görüntüsündeki koordinatlarını hesaplamaktır (Fraser, 1997).

Dijital görüntülerin dönüşümü için direkt ve dolaylı olmak üzere iki yaklaşım vardır. Dolaylı yöntemde her pikselin sonuç görüntüdeki yeri, seçilecek bir dönüşüm fonksiyonu ile belirlenir ve bu noktadaki parlaklık değeri orjinal görüntüdeki komşu piksellerden enterpole edilerek belirlenir (Temiz ve Dogan, 2005; Remondino ve Fraser, 2006).

Projektif Dönüşüm ile Rektifikasyon

Projektif Dönüşüm, görüntülerdeki merkezi izdüşümden kaynaklanan perspektif etkinin giderilmesi amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Görüntülerde perspektif etki giderilerek ortogonal bir görüntü elde edilir. Yani görüntü paralel izdüşümle elde edilmiş gibi nesne düzlemine paralel hale getirilmektedir. Projektif dönüşüm, iki düzlem arasındaki ilişkiyi tanımlar. İki görüntüdeki karşılıklı dört nesne noktasından elde edilen sekiz parametreyle tanımlanır. İç ve dış yöneltme elemanlarına gerek yoktur. Çünkü bu parametreler yöneltme elemanlarını içermektedir (Remondino ve Fraser, 2006).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin farklı kaide akrillerinin boyutsal doğruluğu üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmamızda, kullanılan materyaller ve cihazlar Tablo 2 ve Tablo 3 'de görülmektedir.

Tablo 2: Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka	Üretim no
Isıyla polimerize olan akrilik rezin	Paladent 20, Heraeus Kulzer GmbH Hanau, Almanya	Toz: 09FEB194
		Likit: 012323
Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin	Acron MC, GC Dental Industrial Corp., Tokyo, Japonya	Toz: 1102072
		Likit: 1109011
İşıkla polimerize olan akrilik rezin	Eclipse, Dentsply International Inc. York, ABD	095325
Polivinil siloksan ölçü maddesi	Elite Hd,Zhermack, Badia Polesine, İtalya	C 203125
Tip III Sert alçı	Giludur, BK Giuliani GmbH, Ludwigshafen, Almanya	02932259
Şeffaf plak	Bioplast, Almanya	4710A
Lak	Acrosept, GC Corporation, Tokyo, Japonya	1205042
Hava koruyucu bariyer likit (ABC)	Eclipse, Air barrier coating isolant, Dentsply, ABD	905047
Krom kobalt alaşımı	Dent Index CastCC, Uğurlu A.Ş., Türkiye	A31567
Pembe mum	Imiwax, Imicryl, Diş Malzemeleri Sanayi ve Tic. A.Ş.,Konya, Türkiye	13124

Tablo 3: Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Üretici firma
Paralelometre	Bego Paraskop M, Almanya
Piyasemen	NSK Ultimate 500W, Japonya
Basınçlı buhar makinası	Streamer X3, Amann, Girschbach, Avustralya
Fiberle güçlendirilmiş mufla	GC FRP flask, GC Corporation, Tokyo, Japonya
Mikrodalga fırın	İntellowave, Beko, İngiltere
Model ısıtma fırını	Eclipse processing unit I, Dentsply, York, ABD
Işıklı polimerizasyon fırını	Eclipse processing unit II, Dentsply, York, ABD
Fotoğraf makinası	Sony DSC-T10, SuperSteady, Japonya
Hassas terazi	Precisa Gravimetrics AG, Dietikon, İsviçre
Taşınabilir dijital mikroskop	Digi-Microscope, 25x-400x, Çin
Dijital yazıcı	Ricoh, Aficio, MP C2551, Japonya
Dijital kalınlık ölçer	Guanglu Electrical Devices, Shanghai, Çin
Etüv	Nüve incubator, EN 025, Nüve Sanayi Malzemeleri İmalat ve Ticaret, Türkiye

3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması

3.2.1. Ana Model ve Alçı Modellerin Elde Edilmesi

Ana modelin elde edilmesi için ortalama büyüklüğe sahip, ciddi rezorpsiyona uğramamış dişsiz bir üst çene modeli seçildi. Dişsiz üst çene modeli alçı kalıplama yöntemi kullanılarak krom kobalt alaşımından döküldü. Ölçüm noktalarını standart hale getirmek amacıyla metal ana model üzerinde orta hat, kaninler ve birinci molar bölgesinde kret tepesinde yer alacak şekilde birbirine paralel beş ayrı nokta paralelometrede işaretlendi. Bu noktalar A, A1, A2, A3 ve A4 olarak adlandırıldı (Şekil 7).



Şekil 7. Metal ana model ve A, A1, A2, A3, A4 noktalarının gösterimi

Ana modelde posterior kenardan anteroposterior ve lateral yönde kademeli olarak sığlaştırılarak en derin yeri 1,5 mm olacak şekilde post-dam hazırlığı yapıldı. Polivinil siloksan ölçü maddesi kullanıcı talimatlarına uygun bir şekilde hazırlanarak metal ana modelin negatif ölçüsü elde edildi. Sert alçı 100 g toz ve 30 ml su oranında karıştırılarak bu negatif ölçü içerisine döküldü ve toplam 90 adet alçı model elde edildi. Alçı modeller herbiri 30 adet model içeren üç gruba ayrıldı.

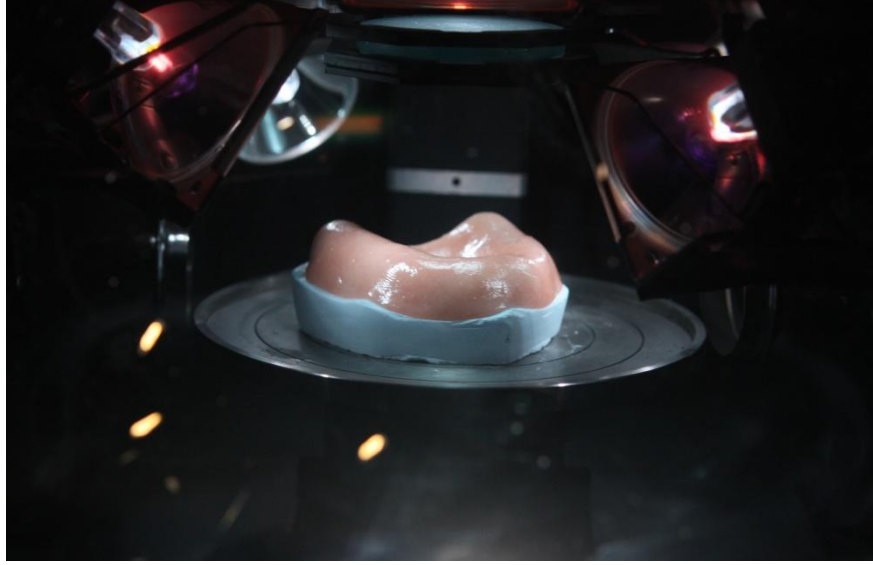
3.2.2. Eclipse Grubundaki Örneklerin Hazırlanması

İşlemden önce alçı modeller, indikatörde renk değişimi olana kadar ısıtıldı (Şekil 8.a).



Şekil 8.a. Model Isıtma Fırını **b.** Işıklı Polimerizasyon Fırını

Fırın içerisinde ısıtılan alçı model yüzeyleri izolasyon amacıyla lak ile izole edildi. Kaide materyali sıcak alçı model üzerine hafif bir basınçla yerleştirildi. Daha sonra üzerine materyale ait özel üretilmiş hava koruyucu bariyer likiti bir fırça yardımıyla uygulandı ve Eclipse için özel üretilmiş ışıkla polimerizasyon yapan fırın içerisine yerleştirildi (Şekil 8.b). 10 dakika ışıkla polimerizasyon işlemine tabi tutuldu (Şekil 9). Polimerizasyonu tamamlanan kaide rezinleri oda sıcaklığında soğutuldu ve hava koruyucu bariyer yıkanarak temizlendi. Bu yöntemle 30 adet Eclipse marka standart akrilik kaide plağı elde edildi.



Şekil 9. Eclipse protez kaide maddesine ışıkla polimerizasyon işleminin uygulanması

3.2.3. Paladent 20 Grubundaki Örneklerin Hazırlanması

Alçı modellere standart 2 milimetre(mm) kalınlığında şeffaf plaklar uygulandı. Plak sınırlarının pembe mum ile adapte edildiği alçı modeller konvansiyonel muflalama yöntemi ile mufla alt yarısına alınarak, alçı yüzeyler lak ile izole edildikten sonra karşıt mufla yarısına alçı dökülerek muflalama işlemi tamamlandı. Hazırlanan muflalalar içerisindeki alçının sertleşmesi beklendikten sonra açılarak sıcak su yardımıyla mum uzaklaştırma işlemi gerçekleştirildi ve şeffaf plak alçı yüzeyinden çıkarıldı. Oluşan negatif boşluk sıcak sabunlu su ile temizlendikten sonra model dışında kalan yüzeyler fırça ve lak yardımıyla izole edildi. Mum uzaklaştırma işleminden sonra Paladent 20

ısıyla polimerize olan akrilik rezin (Şekil 10) likit ve tozu temiz bir cam kap içerisinde üretici firma talimatlarına uygun olarak karıştırıldı. Hazırlanan negatif boşluğa karışım yerleştirildi, muflanın üst kapağı kapatıldı ve hidrolik pres altında iki kez prova yapıldı. Fazla materyali uzaklaştırmak amacıyla iki dakika basınç altında bekletildi. Daha sonra sıcak su içerisinde 20 dk. kaynatmak suretiyle kısa polimerizasyon işlemine tabi tutuldu. Polimerizasyonu takiben oda ısısında soğumaya bırakıldı. Kalıplardan çıkan örneklerin fazla kısımları bir piyasemen ve tungsten karbid frez yardımıyla temizlendikten sonra yüzeyde oluşabilecek muhtemel artıklar basınçlı buhar makinası kullanılarak uzaklaştırıldı. Plak kalınlıkları dijital bir kumpas yardımıyla kontrol edildi. Bu yöntem kullanılarak Paladent 20 grubu için 30 adet standart akrilik kaide plağı elde edildi.



Şekil 10. Paladent 20 konvansiyonel ısıyla polimerize olan akrilik rezin tozu ve likiti

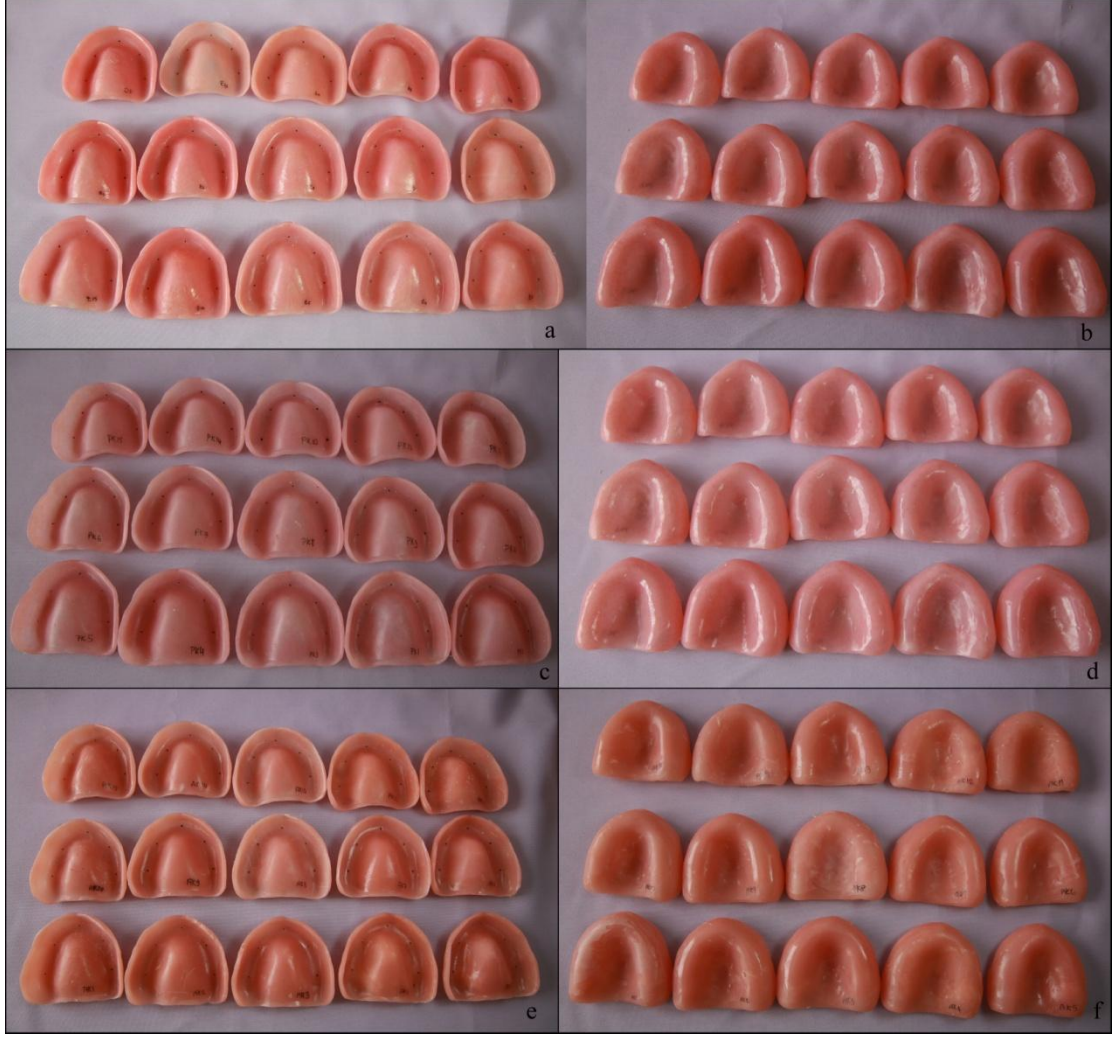
3.2.4. Acron MC Grubundaki Örneklerin Hazırlanması

Bu gruptaki örneklerin hazırlanması aşamasında standart 2 mm kalınlığındaki şeffaf plaklar alçı model üzerine adapte edildi. Kenar boşlukları pembe mum ile kapatılan alçı modeller Acron MC için özel üretilmiş fiberle güçlendirilmiş muflalara alınarak kalıplandı. Kalıplanan muflalar alçının sertleşmesini takiben üretici talimatları

doğrultusunda 500 W' a ayarlanmış mikrodalga fırınında 1 dk bekletilerek mum uzaklaştırma işlemi gerçekleştirildi ve model yüzeyinden şeffaf plak uzaklaştırıldı. Daha sonra, model haricindeki alçı yüzeyler bir fırça yardımıyla sodyum aljinat esaslı bir lak ile izole edildi ve Acron MC'nin (Şekil 11.a) özel ölçekleri kullanılarak 30 cc toz ve 9 ml likit temiz cam bir kap içinde karıştırıldı. Üretici talimatları doğrultusunda hazırlanan akrilik hamur karışımı liflenme aşamasına geldiğinde Acron MC için özel üretilmiş muflaya (Şekil 11.b) yerleştirilerek iki kez hidrolik preste prova yapıldı. Muflanın kendi özel vidaları sıkıştırılarak alt ve üst parçalar arasında tam bir kilitlenme sağlandı ve kalibrasyonu yapılmış fırın 500 W'a ayarlanarak 3 dakika mikrodalga işlemi uygulandı. Fırından çıkarıldıktan sonra, oda sıcaklığında bekletilerek soğutuldu. Kalıplardan çıkan örneklerin fazla kısımları bir piyasemen ve tungsten karbid frez yardımıyla temizlendikten sonra yüzeyde oluşabilecek muhtemel artıklar basınçlı buhar makinası kullanılarak uzaklaştırıldı. Plak kalınlıkları dijital bir kumpas yardımıyla kontrol edildi. Bu yöntemle 30 adet Acron MC marka standart akrilik kaide plağı elde edildi (Şekil 12).



Şekil 11. a. Acron MC mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin **b.** Mikrodalga fırında kullanıma uygun fiberle güçlendirilmiş mufla



Şekil 12.a. Eclipse kontrol grubuna ait protez kaideleri (15 adet) **b.** Eclipse deney grubuna ait protez kaideleri (15 adet) **c.** Paladent 20 kontrol grubuna ait protez kaideleri (15 adet) **d.** Paladent 20 deney grubuna ait protez kaideleri (15 adet) **e.** Acron MC kontrol grubuna ait protez kaideleri (15 adet) **f.** Acron MC deney grubuna ait protez kaideleri (15 adet)

3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

Hazırlanan 90 adet protez kaidesi 24 saat boyunca sıcaklığı $37^{\circ}\text{C}\pm 2'$ de sabit bulunan distile su içerisinde etüvde bekletildi. Daha sonra 30 adet Eclipse grubu protez kaidesi 15 adet kontrol ve 15 adet deney olmak üzere iki gruba ayrıldı. Paladent 20 ve Acron MC grubu protez kaideleri de benzer şekilde 15 adet deney ve 15 adet kontrol olmak üzere iki gruba ayrıldı (Tablo 4). Dezenfeksiyon işlemi öncesi tüm deney ve kontrol gruplarından kayıt alındı.

Tablo 4 : Kontrol ve mikrodalga dezenfeksiyon işlemi için grupların oluşturulması

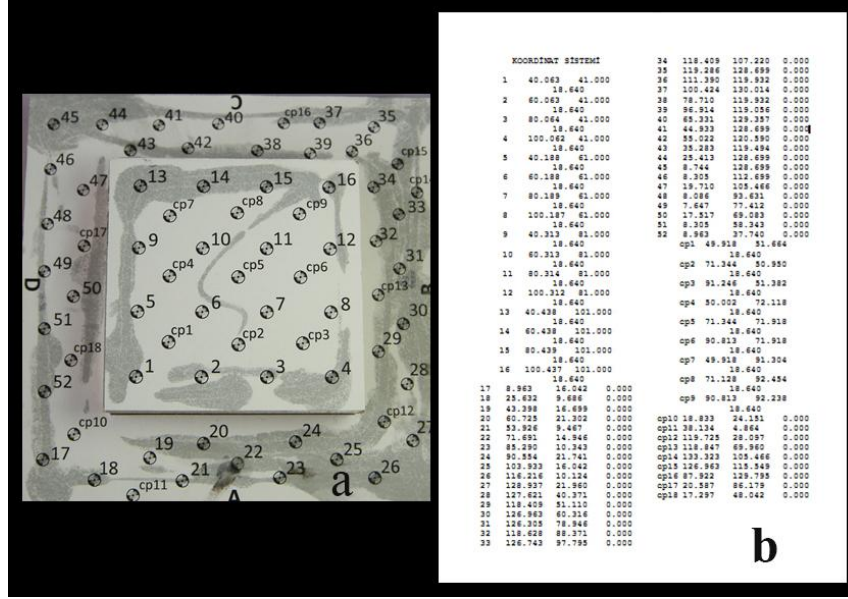
Protez kaide materyali	Grup	N	Uygulanan İşlem
Eclipse	EK	15	Kontrol
	ED	15	Mikrodalga ile Dezenfeksiyon
Paladent 20	PK	15	Kontrol
	PD	15	Mikrodalga ile Dezenfeksiyon
Acron MC	AK	15	Kontrol
	AD	15	Mikrodalga ile Dezenfeksiyon

3.4. Dezenfeksiyon İşlemi Öncesi Boyutsal Doğruluğun Ölçümü

3.4.1. Fotogrametri Yöntemi ile Ölçüm

Fotogrametri yönteminin esaslarına uygun olarak yapılan çalışmamızda kalibrasyon için 10 tane kameranın iç yöneltme parametresi ve fotoğraf başına 6 dış yöneltme parametresi olmak üzere toplam 34 tane parametre hesaplandı. 34 tane bilinmeyen çözülmesi için en az 34 tane bağımsız denklemin yazılması gerektiği için 4 resimde en az 5 tane tüm resimlerde görünen kontrol noktasına ihtiyaç vardı. Fakat ölçüm yapılacak bölgenin olası bütün hatalarını duyarlı bir şekilde analiz edebilmek ve doğruluğu olabildiğince arttırabilmek için bizim çalışmamızda toplam 70 adet kontrol noktası kullanıldı. Ayrıca kalibrasyonu sağlayan ve parametre taşmasına engel olabilecek en uygun fotoğraf sayısı 4 olarak belirlendi.

Kaide plağının iç yüzeyinde işaretlenerek belirlenmiş olan A, A1, A2, A3, A4 noktaları arasındaki boyutsal değişimin üç boyutlu koordinat sisteminde hesaplanabilmesi için (x,y,z) koordinatları bilinen 70 adet kontrol noktası oluşturacak şekilde bir referans sistemi elde edildi (Şekil 13.a,b).



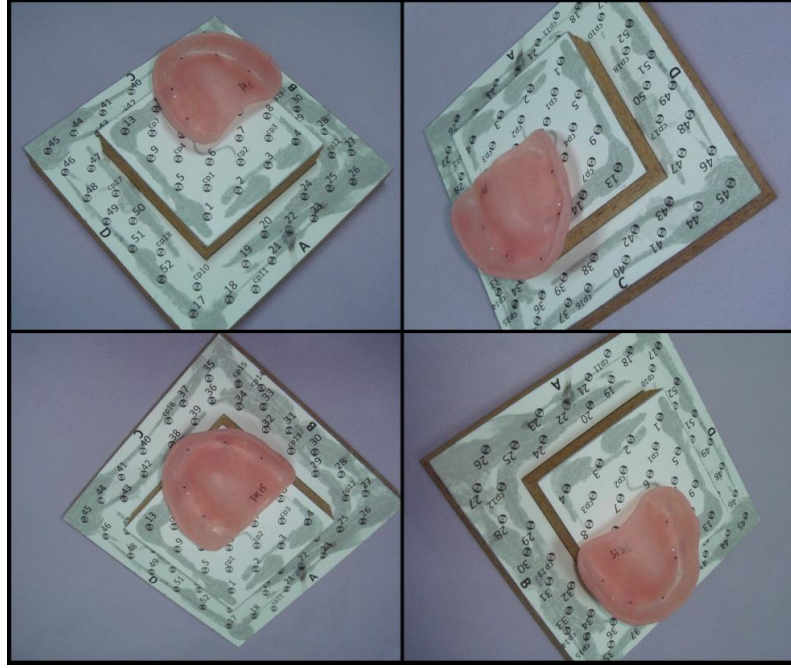
Şekil 13. a. 70 adet kontrol noktasından oluşan referans sistemi b.Referans sistemine ait koordinatlar

Kaide plağı, otokalibrasyon sağlanacak ve A, A1, A2, A3, A4 noktaları görülebilecek şekilde tablaya yerleştirildi. Yakın mesafe fotogrametri yönteminin kurallarına göre kesişim açılarından ve aynı zamanda üçgenlere bölme prensibine uygun olarak oluşturulan sistemin otokalibrasyonu sağlandı ve fotoğrafları elde edildi (Şekil 14). Bu fotoğraflar daha sonra Australis (Australis 7.405, Melbourne, Australia) programında ışın demetleriyle blok demet dengelemesi yöntemi kullanılarak işlendi (Şekil 15). Bu işlem, tüm örnekler için tekrarlandı. Böylece referans sistemi üzerinde koordinatları bilinen noktaların yardımıyla A, A1, A2, A3, A4 noktalarının x,y,z koordinat sistemindeki verileri elde edildi.

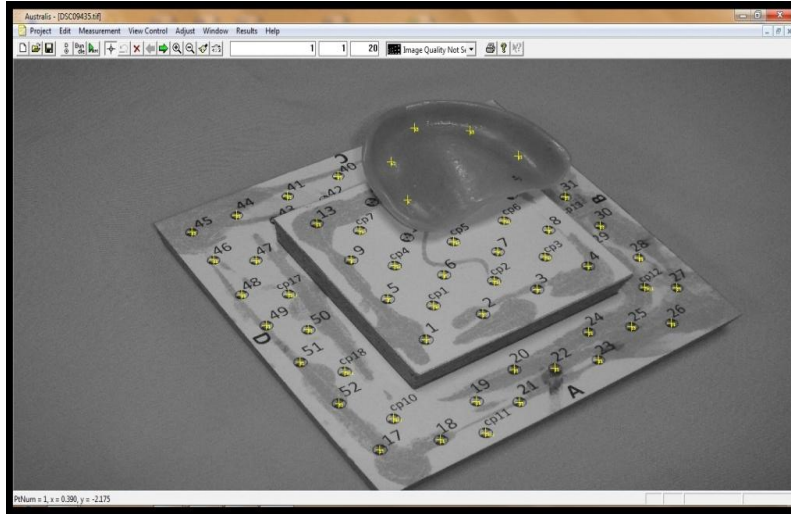
Üç boyutlu olarak koordinatları hesaplanan A, A1, A2, A3, A4 noktaları arasında A-A1; A1-A2; A2-A3; A3-A4; A-A4 mesafeleri x,y,z koordinatları kullanılarak hesaplandı (Formül 1).

$$\Delta d = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

Formül 1: Koordinatları bilinen noktalar arasındaki uzaklığın hesaplanması



Şekil 14. Fotogrametri yöntemine uygun elde edilmiş 4 adet fotoğraf



Şekil 15. Australis programı ile A, A1, A2, A3, A4 noktalarının koordinatlarının hesaplanması

Gauss formülü ile koordinatları bilinen beş nokta arasındaki alan hesaplandı (Formül 2).

$$2F = \sum_{n=1}^i (x_n - x_{n+1})(y_n + y_{n+1})$$

Formül 2: Gauss Alan Formülü

3.4.2. İç Adaptasyon Değişiminin Ağırlık Olarak Ölçümü

Metal ana model ile protez kaide rezini arasındaki boşluğu ağırlık olarak analiz edebilmek için ilave silikon ikinci ölçü materyali (Şekil 16.a) üretici firma talimatlarına uygun olarak hazırlandı ve akrilik kaidelerin doku yüzeylerine ince bir tabaka şeklinde uygulandıktan sonra protez kaidesi metal ana model üzerine yerleştirildi. Daha sonra kaide plakları üzerine aksiyel yönde 5 kgf kuvvet uygulandı (Şekil 16.b). Polimerizasyonu tamamlanan silikonun metal ana modelin sınır bölgelerinden taşan fazlalıkları keskin bir bisturi ile kesilip ayrıldıktan sonra iç bölgedeki silikon ölçü maddesi çıkarılarak hassas bir terazi yardımıyla ölçüldü (Şekil 16.c). Böylece içsel adaptasyon değişiminin hesaplanabileceği ağırlık verileri elde edildi.

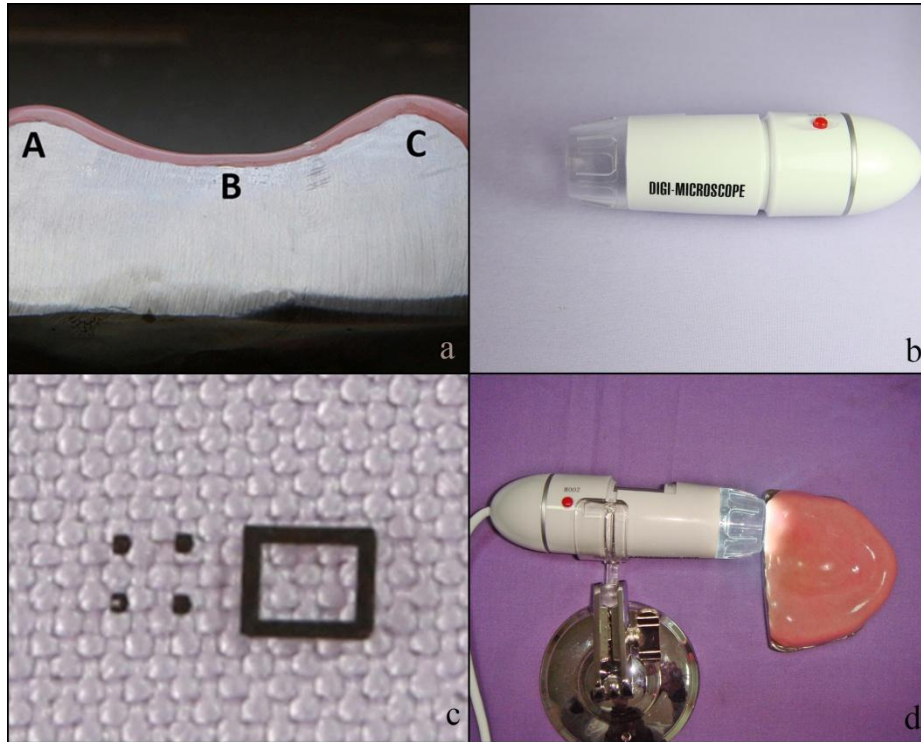


Şekil 16.a. Elite HD polivinil silikon ölçü maddesi b. Ölçü maddesinin model üzerinde adaptasyonu c. Hassas terazide ölçüm

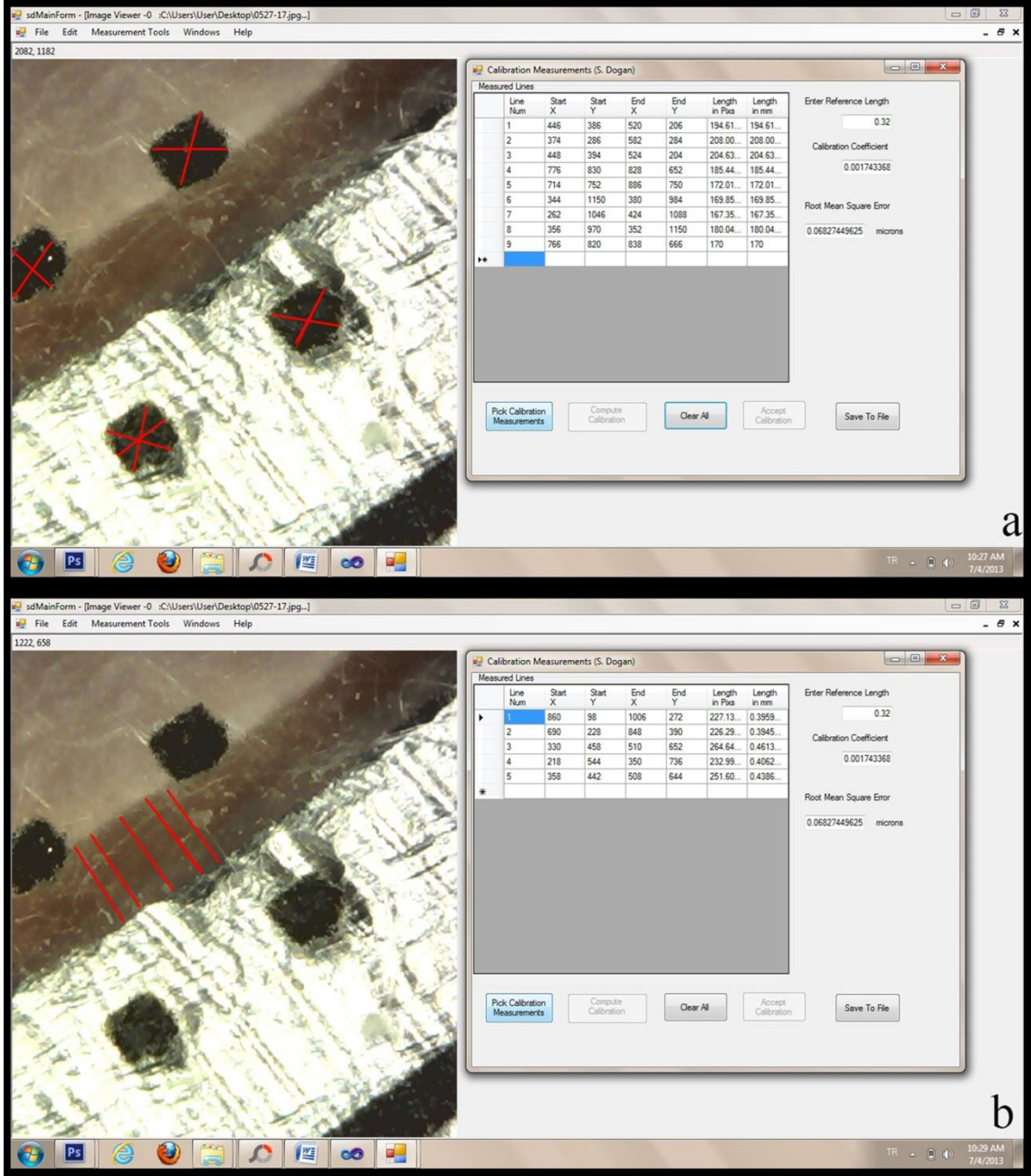
3.4.3. Posterior Palatal Uyum Değişiminin Ölçümü

Posterior palatal bölgede mikroskobik ölçüm yapılması için sağ ve sol kret tepesi ve orta hatta noktalar tespit edildi (Şekil 17.a). Model ile plak arasında oluşabilecek muhtemel deformasyon ve aralığın hassas bir şekilde ölçülmesi amacıyla 400 kata kadar büyütmeye sahip taşınabilir dijital mikroskop kullanıldı (Şekil 17.b). Mikroskop ile ölçüm yönteminde oluşabilecek merkezi izdüşümden kaynaklı perspektif bozulmaların önüne geçebilmek için piksel koordinat dönüşümü ile hata düzeltilmesi yapıldı. Görüntüleme alanı küçük olduğu için tek bir uzunlukta ölçek değişimi

hesaplanarak çapı 0.32 mm olan dört adet nokta ve kenar uzunluğu 1 mm olacak şekilde bir adet kare Autocad (Autodesk Inc, Vers.18.0) programında çizildi (Şekil 17.c). Çizimin şeffaf asetat kağıdı üzerine çıktısı dijital bir yazıcıdan alınarak kalibrasyon amaçlı olarak ölçüm yüzeyine yerleştirildi (Şekil 17.d). Dört adet noktanın herbirinin çap uzunlukları en az iki kere MİPAS programı (MİPAS, Medical Image Processing and Analyses System) ile ölçülerek noktaların piksel uzunlukları hesaplandı ve ortalamaları alındı (Şekil 18.a). Piksel uzunluklarının gerçek uzunluğa oranlanması ile ölçek değişimi hesaplandı. Ana model ile kaide arasında ölçülmek istenilen mesafe beş noktadan işaretlendi ve ölçek değişimi kullanılarak fotoğraf üzerinde ölçülmek istenilen bölgenin gerçek uzunluğu hesaplandı (Şekil 18.b). Program içinde her ölçüm için maksimum hata, varyans yayılma kuralı ile hesaplandı. Sonuç olarak $\pm 0,088$ mikron hata ile ölçüm yapıldığı bulundu. Hata 1 mikrondan daha küçük olduğu için perspektif etkinin düzeltildiği görüldü.



Şekil 17.a. Posterior sınır ölçüm bölgeleri A, B, C noktaları **b.**25x-400x büyütmeli dijital mikroskop **c.**Kalibrasyon için kullanılan nokta ve çizgiler **d.**Mikroskobun standart konumlandırılması



Şekil 18.a. Ortalama piksel boyutunun hesaplanması b. Ölçek değişimi sonucu gerçek mesafenin hesaplanması

3.5. Mikrodalga ile Dezenfeksiyon İşleminin Uygulanması

Çalışmamızda, mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi uygulanmadan önce tüm kontrol ve deney gruplarından fotogrametri yöntemi ile alandaki değişim, iç adaptasyon değişim analizi ile ağırlık değişimi ve mikroskobik ölçüm ile posterior palatal uyum

değişimi analiz edilerek kayıtlar alındı. Bu ilk kayıt aşaması T_0 olarak adlandırıldı. Daha sonra mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemine başlamadan önce mikrodalga fırın içerisinde enerji kaybını önlemek amacıyla maksimum güç seviyesinde 1 lt distile su ile 2 dk önisıtma yapılarak fırının kalibrasyonu gerçekleştirildi. Her üç kaide akrilinin deney grubundaki plaklar tek tek içinde 200 ml distile su bulunan mikrodalga fırında kullanıma uygun bir cam kap içine su seviyesinin altında kalacak şekilde yerleştirildi. Ardından cam kap mikrodalga fırının hareketli tablasının orta bölgesine yerleştirilerek 650 W güç ile 3 dakika boyunca mikrodalga enerjisine maruz bırakıldı. Dezenfeksiyon işleminden sonra örnekler oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Bu süre zarfında tüm kontrol grupları 37°C ' de distile su içerisinde etüvde bekletildi. Daha sonra tekrarlayan mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi tüm deney gruplarına günde bir kere uygulandı.

Dezenfeksiyon işlemi uygulanan deney grupları dört günün sonunda tekrar ölçülerek kayıt elde edildi. Bu kayıt zamanı T_1 olarak adlandırıldı. T_1 ölçüm zamanında 37°C ' de distile su içerisinde etüvde bekletilen kontrol gruplarından da ölçüm yapılarak kaydedildi. Mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi, tüm deney gruplarına günde bir defa uygulanmaya devam edildi. On ikinci günün sonunda tüm kontrol ve deney gruplarından tekrar ölçüm yapılarak kayıt elde edildi. Bu ölçüm zamanı T_2 olarak adlandırıldı. Mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemine devam edildi ve yirmi dört günün sonunda tüm deney ve kontrol gruplarından ölçüm yapıldı ve bu ölçüm zamanı T_3 olarak adlandırıldı. Deneyler ve ölçüm aşamalarının dışında kalan süre zarfında kontrol ve deney gruplarına ait örnekler, distile su içerisinde 37°C ' de etüvde bekletildi.

3.6. İstatistiksel Analiz

Alan, ağırlık ve palatal adaptasyon için elde edilen verilerin grup içinde normal dağılıma uygunluğu SPSS programı (SPSS 16.0 Windows, Polar Engineering an Consulting, IL, Chicago) kullanılarak Shapiro Wilk Testi ile hesaplandı. Alan ve ağırlık verilerinin normal dağılıma uyduğu görüldü. Palatal adaptasyon için yapılan mikroskobik ölçümlerin ise normal dağılıma uymadığı bulundu.

Alan ve ağırlık verileri için zamana bağlı grup içi değerlendirmelerde tekrarlı ölçümlerde varyans analizi testi uygulandı. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunan tüm alt gruplarda Bonferonni düzeltmeli paired t testi kullanılarak tekrar hesaplama

yapıldı. Bonferonni düzeltmeli paired t testinde anlamlılık düzeyi 0,005 /grup sayısı olarak tekrar hesaplandı. Ana gruplarda grup içinde kontrol ve deney gruplarının karşılaştırılması için Student t testi kullanıldı ($p<0,05$). Gruplararası karşılaştırmalar için tek yönlü varyans analizi, Post Hoc Tukey testi ile uygulandı ($p<0,05$).

Mikroskop verilerinin Log_{10} tabanında dönüşüm sonrasında da normal dağılıma uymadığı görüldü ve Friedman testi ile değerlendirildi ($p<0,05$). Farklılık görülen gruplar, Bonferonni düzeltmeli Wilcoxon testi ile değerlendirildi. Bonferonni düzeltmeli Wilcoxon testinde anlamlılık düzeyi 0,005 /grup sayısı olarak tekrar hesaplandı. A, B ve C noktalarına ait grup içinde kontrol ve deney gruplarının karşılaştırılması için Mann Whitney U testi kullanıldı ($p<0,05$). Gruplararası karşılaştırmalar için Kruskal Wallis testi uygulandı ($p<0,05$). A, B ve C noktalarının birbirleri ile karşılaştırılmasında ise Friedman testi uygulandı ($p<0,05$). Anlamlı fark bulunan gruplar için Bonferonni düzeltmeli Wilcoxon testi ile yeniden anlamlılık düzeyi hesaplandı.

4. BULGULAR

4.1. Fotogrametri Yöntem Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Protez kaide iç yüzeyinde tespit edilmiş noktalar arasında bulunan kenar uzunluklarının T_0 , T_1 , T_2 ve T_3 zamanlarında elde edilen ölçüm sonuçları gruplara göre değerlendirilmiştir.

4.1.1. Gruplara Ait Kenar Uzunlukları

Eclipse Grubuna Ait Kenar Uzunluk Değerleri ve Değişimin Üç Boyutlu Gösterilmesi

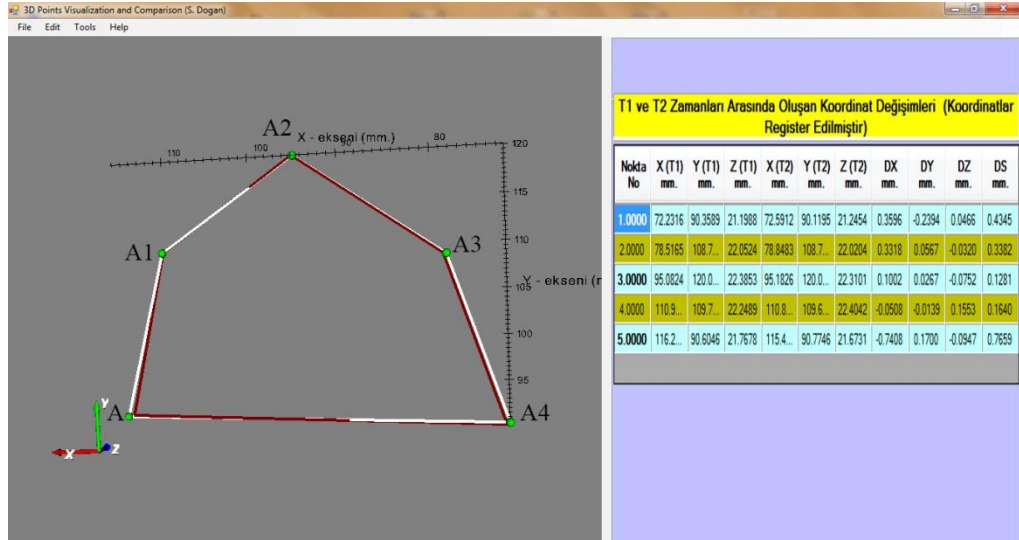
Eclipse grubuna ait kenar uzunluklarının merkez dağılımı ve yaygınlık ölçütlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 5' de görülmektedir.

Tablo 5. Eclipse kontrol ve deney gruplarına ait A-A1, A1-A2, A2-A3, A3-A4, A-A4 uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri

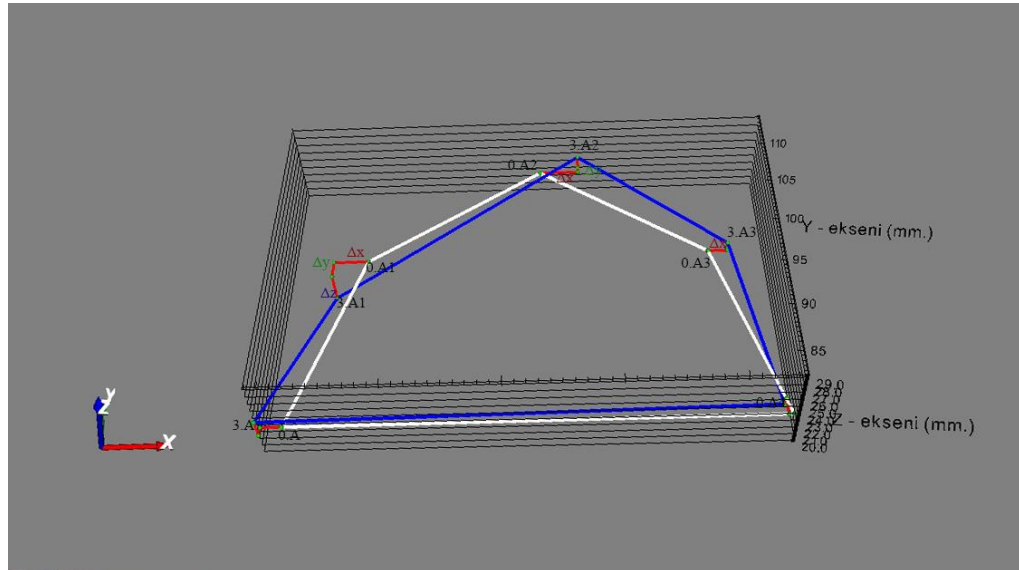
Zaman	Bölge	EK		ED	
		Ortalama (mm)	Standart Sapma (mm)	Ortalama (mm)	Standart Sapma (mm)
T_0	A-A1	19,2	0,4	19,3	0,1
T_0	A1-A2	20,4	0,3	20,3	0,3
T_0	A2-A3	19,1	0,3	19,1	0,3
T_0	A3-A4	19,2	0,5	19,7	0,3
T_0	A-A4	43,0	0,5	43,0	0,5
T_1	A-A1	19,2	0,4	19,4	0,2
T_1	A1-A2	20,4	0,3	20,2	0,3
T_1	A2-A3	19,3	0,3	19,1	0,4
T_1	A3-A4	19,2	0,4	19,6	0,2
T_1	A-A4	43,1	0,4	43,7	0,5
T_2	A-A1	19,3	0,3	19,5	0,2
T_2	A1-A2	20,4	0,2	20,5	0,7
T_2	A2-A3	19,5	0,5	19,5	0,5
T_2	A3-A4	19,3	0,2	19,9	0,2
T_2	A-A4	43,1	0,4	43,9	0,6
T_3	A-A1	19,4	0,3	20,2	0,3
T_3	A1-A2	20,4	0,4	20,7	0,4
T_3	A2-A3	19,5	0,3	19,7	0,3
T_3	A3-A4	19,4	0,3	20,6	0,3
T_3	A-A4	43,4	6,3	43,9	0,8

Eclipse Kontrol Grubunun T₀-T₃ Zaman Aralıkları Arasındaki Değişiminin Üç Boyutlu Olarak Gösterilmesi

Eclipse kontrol grubunda T₀-T₃ zamanları arasında protez kaidesinde meydana gelen değişim, noktalara ait x, y, z koordinatları kullanılarak MİPAS programı ile görselleştirilerek Şekil 19 ve 20'de gösterilmiştir.



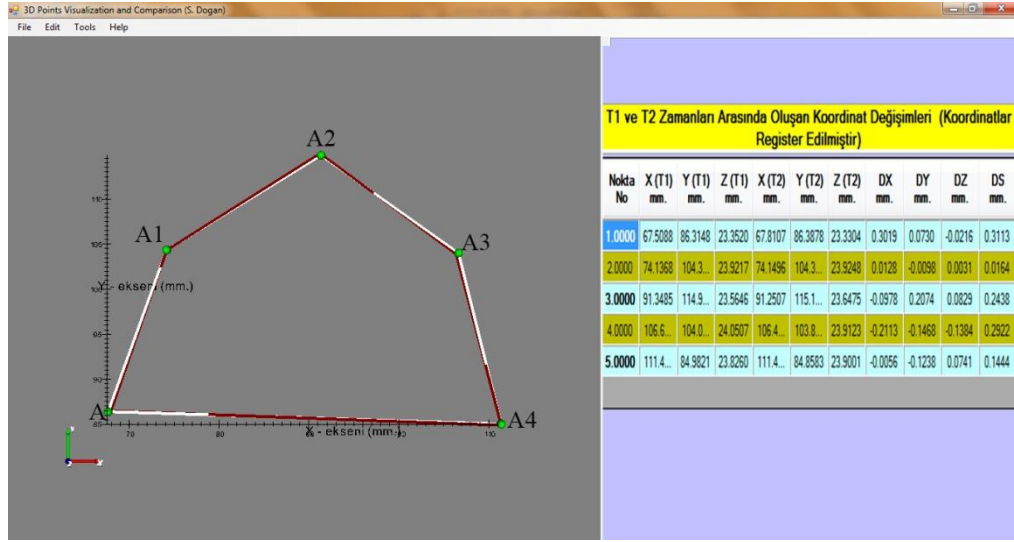
Şekil 19. Eclipse kontrol grubunun T₀ ve T₃ ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin üç boyutlu gösterimi



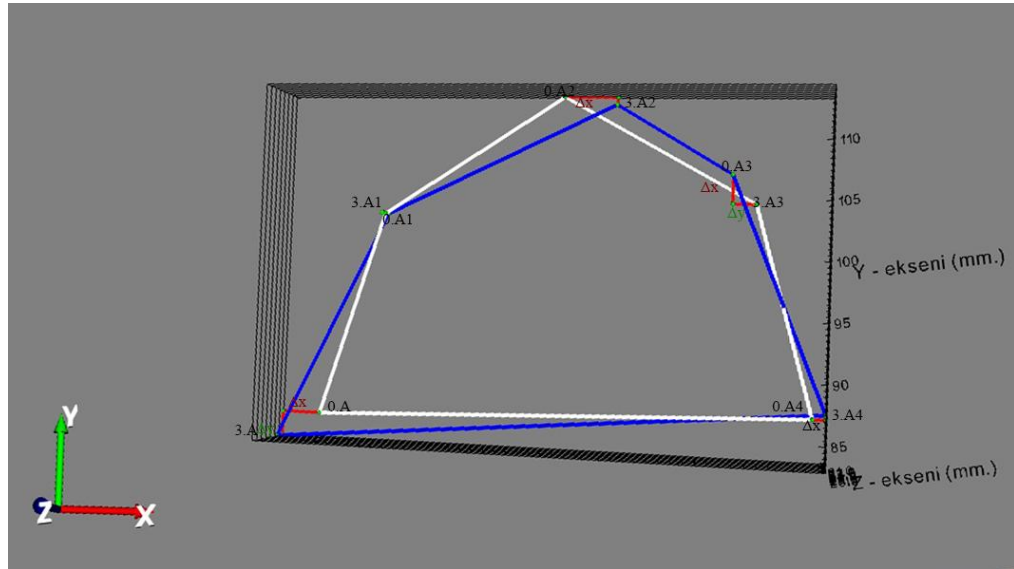
Şekil 20. Eclipse kontrol grubunun T₀ ve T₃ ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin 25 kat büyütme ile üç boyutlu gösterimi (Uzunluk değişimi Δ ile gösterilmiştir)

Eclipse Deney Grubunun T_0 - T_3 Zaman Aralıkları Arasındaki Değişiminin Üç Boyutlu Olarak Gösterilmesi

Eclipse deney grubunda T_0 - T_3 zamanları arasında protez kaidesinde meydana gelen değişim, görselleştirilerek Şekil 21 ve 22'de gösterilmiştir.



Şekil 21. Eclipse deney grubunun T_0 ve T_3 ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin üç boyutlu gösterimi



Şekil 22. Eclipse deney grubunun T_0 ve T_3 ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin 25 kat büyütme ile üç boyutlu gösterimi (Uzunluk değişimi Δ ile gösterilmiştir)

Paladent 20 Grubuna Ait Kenar Uzunluk Değerleri ve Değişimin Üç Boyutlu Gösterilmesi

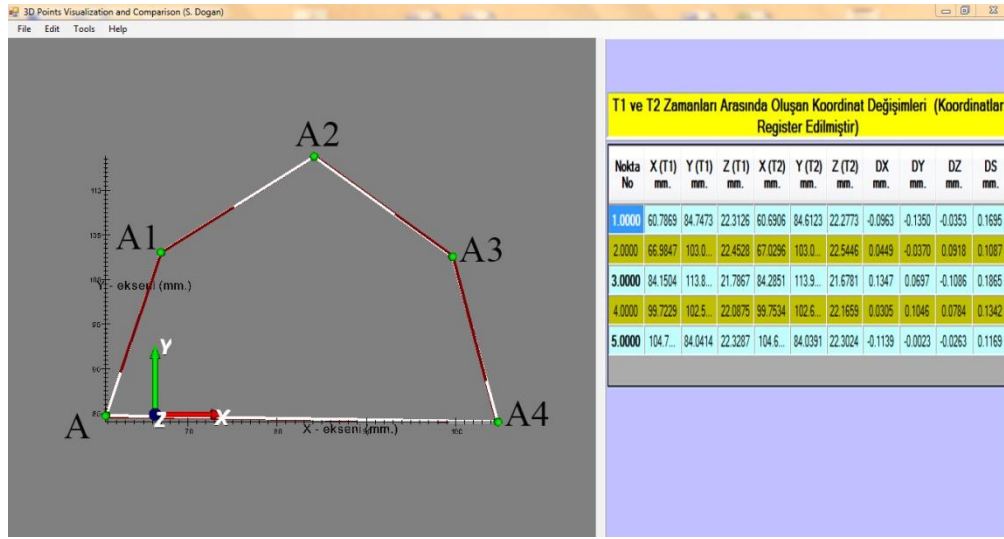
Paladent 20 grubuna ait kenar uzunluklarının merkez dağılımı ve yaygınlık ölçütlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 6' da görülmektedir.

Tablo 6. Paladent 20 kontrol ve deney gruplarına ait A-A1, A1-A2, A2-A3, A3-A4, A-A4 uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri

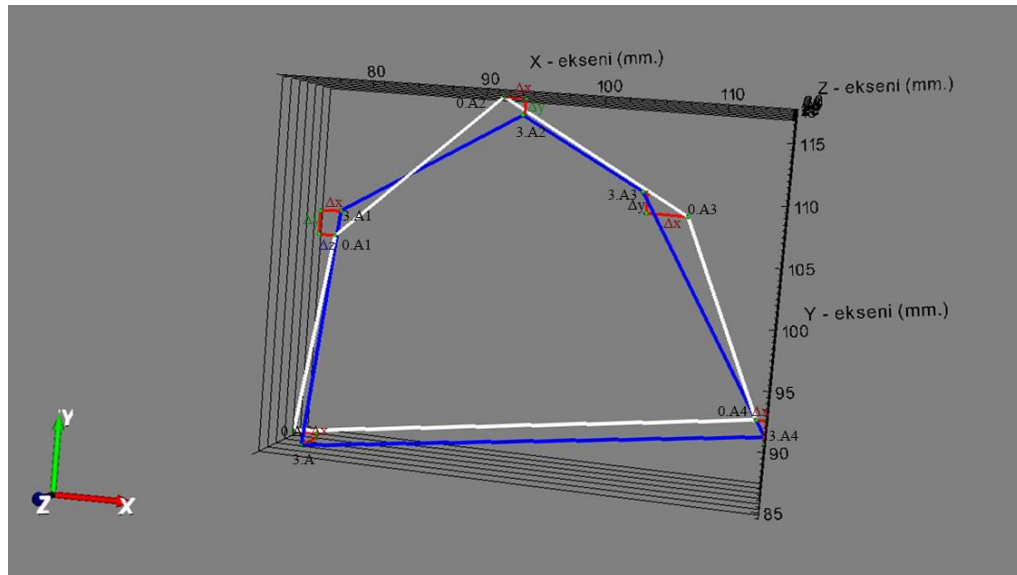
Zaman	Bölge	PK		PD	
		Ortalama (mm)	Standart Sapma (mm)	Ortalama (mm)	Standart Sapma (mm)
T ₀	A-A1	19,5	1,1	19,1	0,3
T ₀	A1-A2	20,1	0,5	20,4	0,2
T ₀	A2-A3	19,1	0,7	19,0	0,3
T ₀	A3-A4	20,0	1,8	19,3	0,3
T ₀	A-A4	43,8	0,3	43,8	0,4
T ₁	A-A1	19,5	1,0	19,1	0,3
T ₁	A1-A2	20,2	0,5	20,3	0,1
T ₁	A2-A3	19,2	0,8	19,0	0,3
T ₁	A3-A4	20,1	1,4	19,3	0,4
T ₁	A-A4	43,8	0,3	43,8	0,4
T ₂	A-A1	19,6	1,0	19,2	0,2
T ₂	A1-A2	20,2	0,5	20,4	0,2
T ₂	A2-A3	19,2	0,8	19,0	0,3
T ₂	A3-A4	20,2	1,5	19,2	0,4
T ₂	A-A4	43,8	0,3	43,9	0,4
T ₃	A-A1	19,6	1,0	19,3	0,3
T ₃	A1-A2	20,2	0,5	20,5	0,2
T ₃	A2-A3	19,3	0,8	19,0	0,3
T ₃	A3-A4	20,3	1,5	19,2	0,4
T ₃	A-A4	43,9	0,4	44,0	0,4

Paladent 20 Kontrol Grubunun T₀-T₃ Zaman Aralıkları Arasındaki Değişiminin Üç Boyutlu Olarak Gösterilmesi

Paladent 20 kontrol grubunda T₀-T₃ zamanları arasında protez kaidesinde meydana gelen değişim, görselleştirilerek Şekil 23 ve 24' de gösterilmiştir.



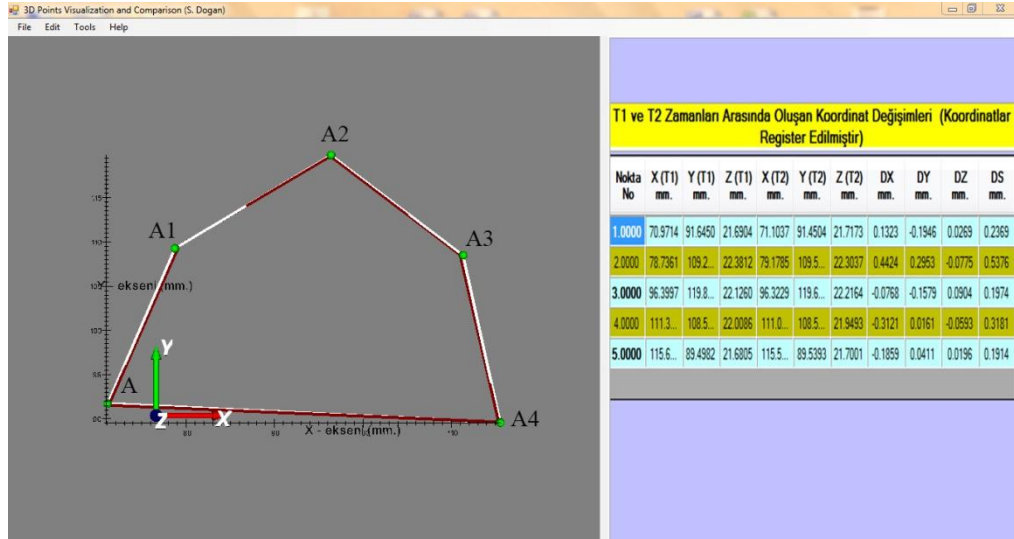
Şekil 23. Paladent 20 kontrol grubunun T₀ ve T₃ ölçümü arasındaki boyutsal değişiminin üç boyutlu gösterimi



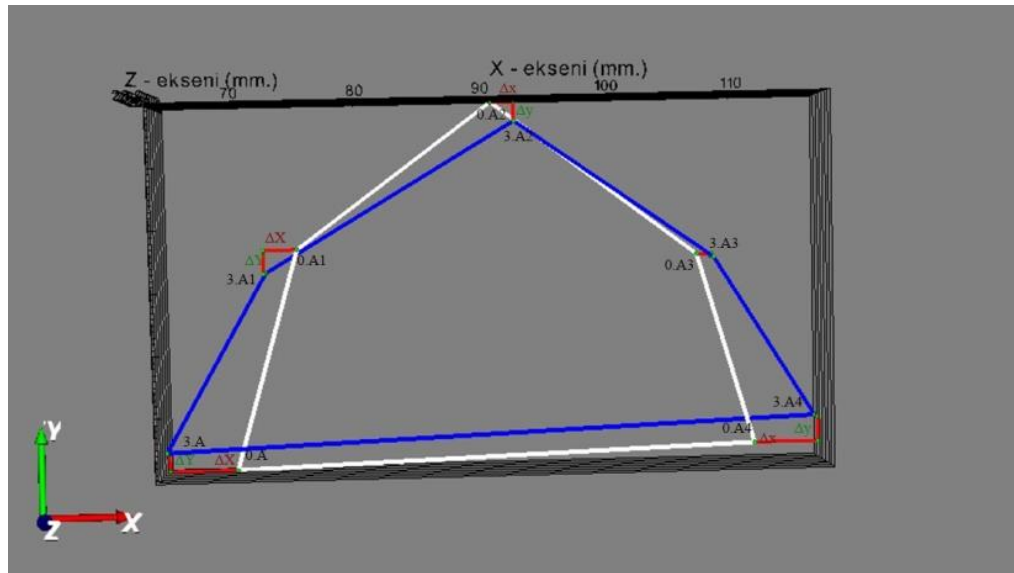
Şekil 24. Paladent 20 kontrol grubunun T₀ ve T₃ ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin 25 kat büyütme ile üç boyutlu gösterimi (Uzunluk değişimi Δ ile gösterilmiştir)

Paladent 20 Deney Grubunun T₀-T₃ Zaman Aralıkları Arasındaki Değişiminin Üç Boyutlu Olarak Gösterilmesi

Paladent 20 deney grubunda T₀-T₃ zamanları arasında protez kaidesinde meydana gelen değişim, görselleştirilerek Şekil 25 ve 26' da gösterilmiştir.



Şekil 25. Paladent 20 deney grubunun T₀ ve T₃ ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin üç boyutlu gösterimi



Şekil 26. Paladent 20 deney grubunun T₀ ve T₃ ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin 25 kat büyütme ile üç boyutlu gösterimi (Uzunluk değişimi Δ ile gösterilmiştir)

Acron MC Grubuna Ait Kenar Uzunluk Değerleri ve Değişimin Üç Boyutlu Gösterilmesi

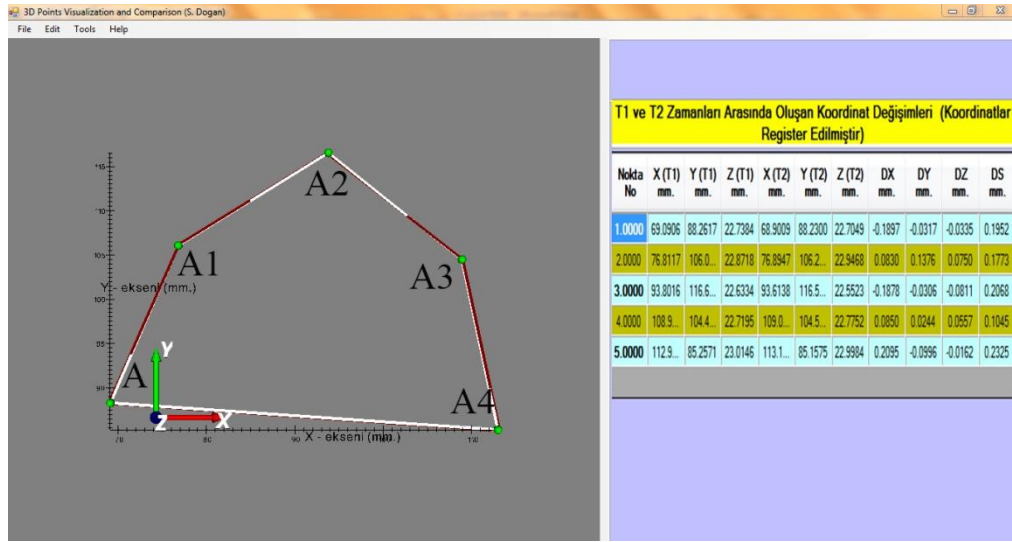
Acron MC grubuna ait kenar uzunluklarının merkez dağılımı ve yaygınlık ölçütlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 7' de görülmektedir.

Tablo 7. Acron MC kontrol ve deney gruplarına ait A-A1, A1-A2, A2-A3, A3-A4, A-A4 uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri

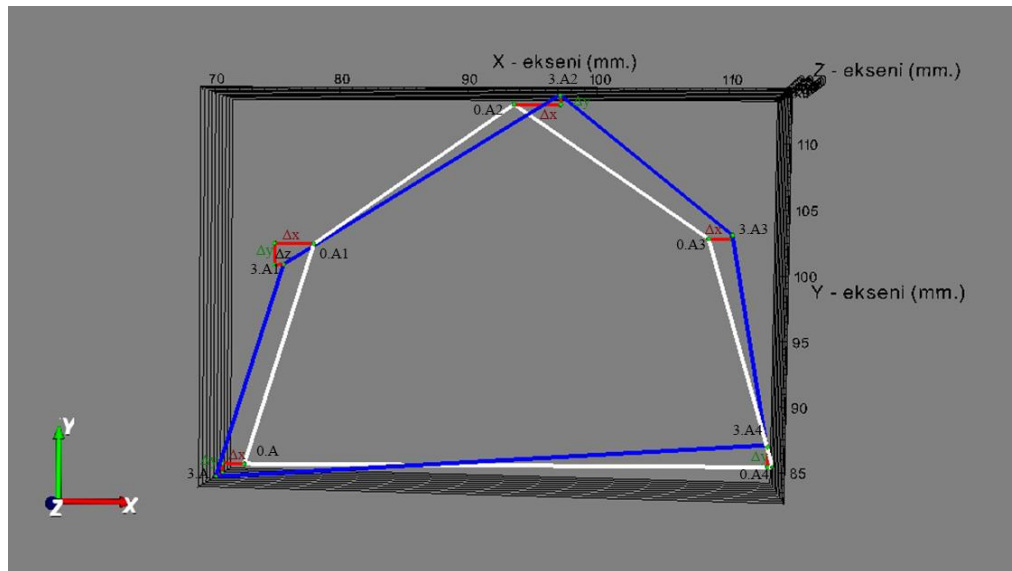
Zaman	Bölge	AK		AD	
		Ortalama(mm)	Standart Sapma(mm)	Ortalama(m)	Standart Sapma(mm)
T ₀	A-A1	19,5	0,3	19,3	0,5
T ₀	A1-A2	20,2	0,4	20,3	0,3
T ₀	A2-A3	19,0	0,2	18,9	0,2
T ₀	A3-A4	19,2	0,2	19,8	0,6
T ₀	A-A4	44,0	0,7	43,5	0,4
T ₁	A-A1	19,6	0,3	19,4	0,6
T ₁	A1-A2	20,2	0,4	20,3	0,3
T ₁	A2-A3	19,0	0,2	19,0	0,4
T ₁	A3-A4	19,3	0,2	19,8	0,6
T ₁	A-A4	44,0	0,6	43,6	0,3
T ₂	A-A1	19,5	0,2	19,5	0,7
T ₂	A1-A2	20,2	0,5	20,4	0,3
T ₂	A2-A3	19,0	0,4	19,0	0,2
T ₂	A3-A4	19,5	0,3	19,9	0,6
T ₂	A-A4	44,0	0,4	43,6	0,3
T ₃	A-A1	19,6	0,3	19,5	0,7
T ₃	A1-A2	20,2	0,5	20,4	0,4
T ₃	A2-A3	19,0	0,3	19,0	0,3
T ₃	A3-A4	19,7	0,3	20,4	0,8
T ₃	A-A4	44,1	0,4	44,8	0,4

Acron MC Kontrol Grubu T_0 - T_3 Zaman Aralıkları Arasındaki Değişimin Üç Boyutlu Olarak Gösterilmesi

Acron MC kontrol grubunda T_0 - T_3 zamanları arasında protez kaidesinde meydana gelen değişim, görselleştirilerek Şekil 27 ve 28' de gösterilmiştir.



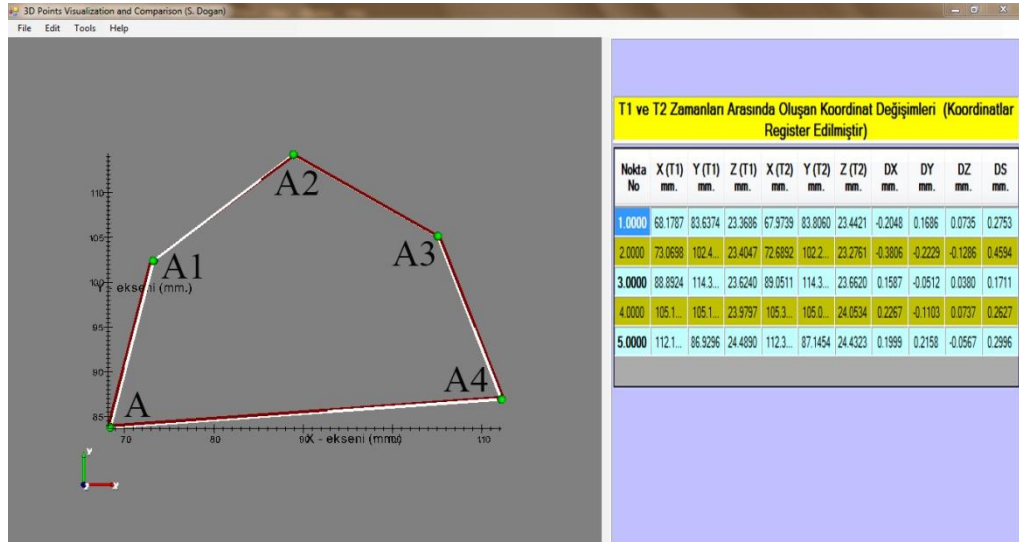
Şekil 27. Acron MC kontrol grubunun T_0 ve T_3 ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin üç boyutlu gösterimi



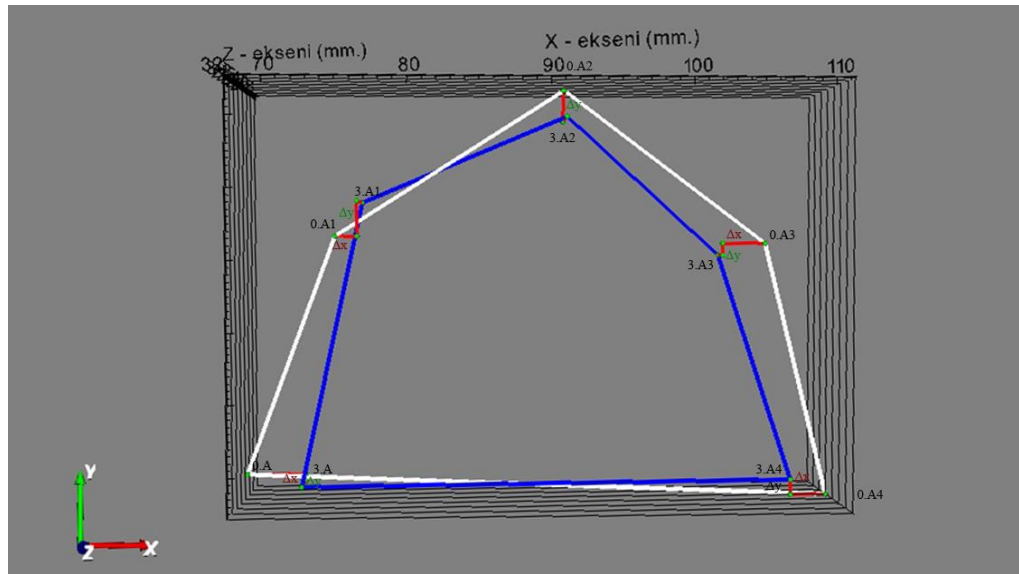
Şekil 28. Acron MC kontrol grubunun T_0 ve T_3 ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin 25 kat büyütme ile üç boyutlu gösterimi (Uzunluk değişimi Δ ile gösterilmiştir)

Acron MC Deney Grubu T_0 - T_3 Zaman Aralıkları Arasındaki Değişimin Üç Boyutlu Olarak Gösterilmesi

Acron MC deney grubunda T_0 - T_3 zamanları arasında protez kaidesinde meydana gelen değişim, görselleştirilerek Şekil 29 ve 30' da gösterilmiştir.



Şekil 29. Acron MC deney grubunun T_0 ve T_3 ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin üç boyutlu gösterimi



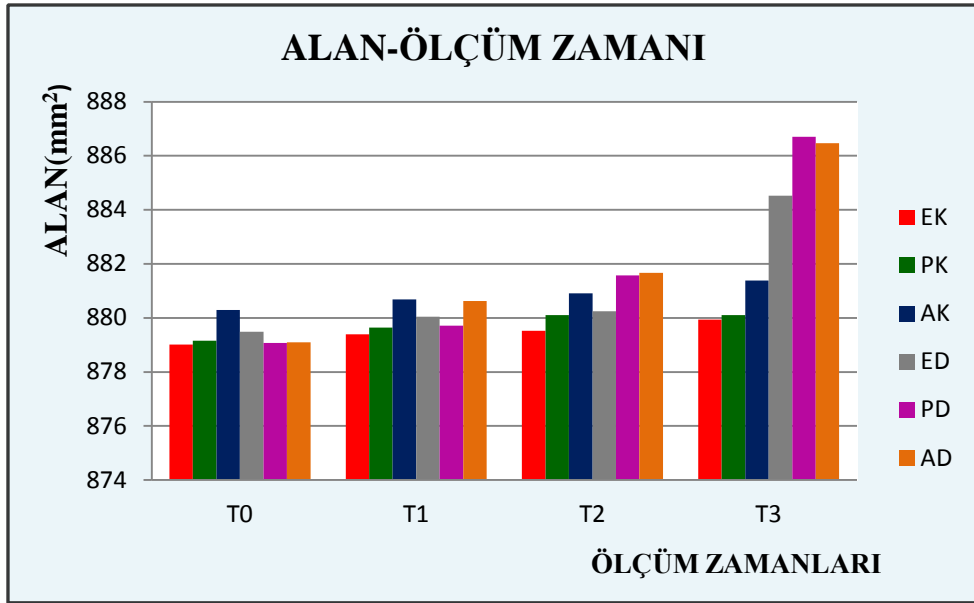
Şekil 30. Acron MC deney grubunun T_0 ve T_3 ölçüm zamanları arasındaki boyutsal değişiminin 25 kat büyütme ile üç boyutlu gösterimi (Uzunluk değişimi Δ ile gösterilmiştir)

4.1.2. Alan Verilerinin Değerlendirilmesi

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarına ait alan ölçümlerinin merkez dağılımı ve yaygınlık ölçütlerinin aritmetik ortalama±standart sapma şeklinde Tablo 8' de; grafiksel ifadesi Şekil 31' de görülmektedir.

Tablo 8. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ zamanlarına ait alan verilerinin ortalama ve standart sapma değerlerinin mm² cinsinden gösterilmesi

	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T ₀	879,0±0,8	879,5±2,8	879,1±2,9	879,1±2,5	880,3±2,1	879,1±2,3
T ₁	879,4±0,9	880,0±2,2	879,7±2,8	879,8±2,5	880,7±1,0	880,6±1,9
T ₂	879,5±1	880,2±2,8	880,1±2,5	881,6±3,0	881,0±2,8	881,7±2,1
T ₃	880,0±2	884,5±4,3	880,1±2,6	886,7±4,1	881,4±2,5	886,5±4,2



Şekil 31. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC kontrol ve deney gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ ölçüm zamanlarına ait alan verilerinin ortalama değerleri

Alan Verilerinin Grup İçinde Zamana Göre Değerlendirilmesi

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC gruplarının zamana göre grup içindeki değişiminin hesaplanabilmesi için tekrarlı ölçümlerde varyans analizi uygulanmıştır (Tablo 9 ve 10).

Tablo 9. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ zamanlarında ortalama alan değerleri ve istatistiksel değerlendirmesi

	ECLIPSE	PALADENT 20	ACRON MC
T₀	879,3±11,2 mm ²	879,1±5,8 mm ²	879,7±7,0 mm ²
T₁	879,7±11,1 mm ²	879,7±5,7 mm ²	880,6±7,1 mm ²
T₂	879,9±11,0 mm ²	880,9±5,7 mm ²	881,3±7,4 mm ²
T₃	882,2±11,0 mm ²	883,5±6,6 mm ²	884,0±7,7 mm ²
p	*0,003	*0,000	*0,002
F	6,044	11,739	6,566

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse grubunda T₀, T₁, T₂, T₃ zamanları arasında alan açısından farklılık bulunmuştur (p=0,003). Paladent 20 grubunda T₀, T₁, T₂, T₃ zamanları arasında alan açısından farklılık bulunmuştur (p=0,000). Acron MC grubunda T₀, T₁, T₂, T₃ zamanları arasında alan açısından farklılık bulunmuştur (p=0,002).

Tablo 10. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının zaman aralıklarına bağlı alan verilerinin istatistiksel değerlendirmesi

Akril Ana Grupları			
Zaman Aralıkları	ECLİPSE	PALADENT 20	ACRON MC
T₀ - T₁	p>0,05	p>0,05	p>0,05
T₀ - T₂	p>0,05	p>0,05	p>0,05
T₀ - T₃	*p=0000	*p=0000	*p=0000
T₁ - T₂	p>0,05	*p=0000	p>0,05
T₁ - T₃	*p=0002	*p=0000	*p=0001
T₂ - T₃	*p=0001	*p=0000	*p=0002

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC grupları farklı zaman aralıklarında istatistiksel olarak anlamlı bulunduğu için, tüm alt gruplara Bonferonni düzeltmeli paired t testi kullanılarak hesaplama yapılmıştır (Tablo 11).

Tablo 11. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının kontrol ve dezenfeksiyon alt gruplarında zaman aralıklarına bağlı alan verilerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Zaman Aralıkları	Akril Alt Grupları					
	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T ₀ - T ₁	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008
T ₀ - T ₂	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008
T ₀ - T ₃	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.000	p>0,008	*p=0.000
T ₁ - T ₂	p>0,008	p>0,008	p>0,008	*p=0.002	p>0,008	p>0,008
T ₁ - T ₃	p>0,008	*p=0.004	p>0,008	*p=0.000	p>0,008	*p=0.001
T ₂ - T ₃	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.000	p>0,008	*p=0.003

=* p<0,008 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarının T₀-T₁, T₀-T₂, T₀-T₃, T₁-T₂, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıkları arasındaki fark incelendiğinde; EK grubunda p>0,008 olduğu için zamana bağlı ölçümlerde grup içi anlamlı bir değişme görülmemiştir. ED grubunda T₀ - T₃, T₁- T₃ ve T₂- T₃ zaman aralığında anlamlı farklılık gösterdiği bulunmuştur (p<0,008). PK grubunda p>0,008 olduğu için zamana bağlı ölçümlerde grup içinde anlamlı bir değişme görülmemiştir. PD grubunda ise T₀ - T₃, T₁ - T₂, T₁ - T₃, T₂ - T₃ zaman aralıklarında p<0,008 olduğu için anlamlı farklılık vardır. AK grubunda p>0,008 olduğu için zamana bağlı ölçümlerde grup içi anlamlı bir değişme görülmemiştir. AD grubunda ise T₀ - T₃, T₁ - T₃, T₂ - T₃ zaman aralıklarında anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,008).

Alan Verilerinin Grup İçinde Kontrol ve Deney Gruplarına Göre Değerlendirilmesi

Her ayrı marka akrilik ana grubun kontrol ve dezenfeksiyon gruplarına ait alan verileri kendi içinde T₀,T₁,T₂ ve T₃ ölçüm zamanında Student t testi kullanılarak değerlendirilmiştir (Tablo 12).

Tablo 12. Kontrol ve dezenfeksiyon grupları alan verilerinin birbirlerine göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi

GRUPLAR	ÖLÇÜM ZAMANLARI			
	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃
EK-ED	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
PK-PD	p>0,05	p>0,05	p>0,05	*p=0,007 t=3,047
AK-AD	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Kontrol ve deney gruplarının karşılaştırılmasında EK -ED ve AK -AD grupları arasında T₀,T₁,T₂ ve T₃ ölçüm zamanlarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (p>0,05). PK-PD grupları arasında sadece T₃ ölçüm zamanında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,05).

Alan Verilerinin Gruplar Arasında Değerlendirilmesi

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC gruplarının kontrol verileri kendi aralarında; Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC gruplarının deney verileri kendi aralarında tek yönlü varyans analizi, Post Hoc Tukey testi ile incelenmiştir (Tablo 13).

Tablo 13. Eclipse, Paladent 20, Acron MC kontrol ve Eclipse, Paladent 20, Acron deney gruplarının kendi aralarında istatistiksel olarak değerlendirilmesi

GRUPLAR	ÖLÇÜM ZAMANLARI			
	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃
EK-PK-AK	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
ED-PD-AD	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

T₀,T₁,T₂ ve T₃ ölçüm zamanlarında Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC gruplarının kontrol verileri kendi aralarında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p>0,05). Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC deney grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0,05).

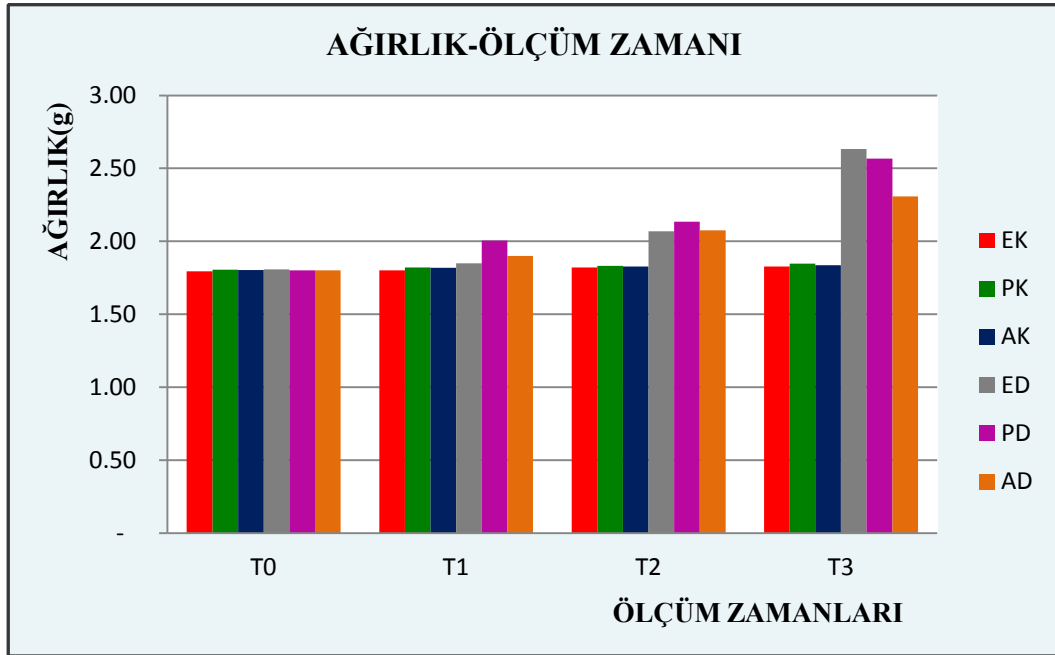
4.2. İç Adaptasyon Değişimi İçin Ağırlık Verilerinin Değerlendirilmesi

Ağırlık Verilerinin Grup İçinde Zamana Göre Değerlendirilmesi

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarına ait ağırlık ölçümlerinin merkez dağılımı ve yaygınlık ölçütleri aritmetik ortalama±standart sapma şeklinde Tablo 14' de; grafiksel ifadesi Şekil 32' de görülmektedir.

Tablo 14. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ zamanlarına ait ağırlık verilerinin ortalama ve standart sapma değerlerinin gram olarak gösterilmesi

	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T ₀	1,80±0,05	1,81±0,5	1,81±0,08	1,80±0,7	1,80±0,05	1,80±0,06
T ₁	1,80±0,06	1,85±0,9	1,82±0,08	2,00±0,21	1,82±0,06	1,90±0,12
T ₂	1,82±0,06	2,07±0,16	1,83±0,07	2,13±0,24	1,83±0,05	2,08±0,17
T ₃	1,83±0,06	2,63±0,3	1,85±0,08	2,57±0,31	1,84±0,06	2,3±0,27



Şekil 32. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC kontrol ve deney gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ ölçüm zamanlarına ait ağırlık verileri ortalama değerleri

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC gruplarının zamana göre grup içindeki değişiminin hesaplanabilmesi için tekrarlı ölçümlerde varyans analizi uygulanmıştır (Tablo 15).

Tablo 15. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ zamanlarında ortalama ağırlık değerleri ve istatistiksel değerlendirilmesi

	ECLIPSE	PALADENT 20	ACRON MC
T₀	1,8017±0,5	1,8043±0,08	1,8030±0,05
T₁	1,8253±0,8	1,9127±0,2	1,8600±0,1
T₂	1,9409±0,1	1,9832±0,2	1,9511±0,2
T₃	2,2304±0,5	2,2073±0,4	2,0714±0,3
P	*0,000	*0,000	*0,000
F	24,337	21,302	17,709

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse grubunda T₀, T₁, T₂, T₃ zamanları arasında ağırlık açısından farklılık bulunmuştur (p=0,000). Paladent 20 grubunda T₀, T₁, T₂, T₃ zamanları arasında ağırlık açısından fark bulunmuştur (p=0,000). Acron MC grubunda da T₀, T₁, T₂, T₃ zamanları arasında ağırlık açısından fark bulunmuştur (p=0,000). Farklılığı tespit edebilmek için gruplar zaman aralıklarına bağlı olarak tekrar test edilmiştir (Tablo 16).

Tablo 16. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının zaman aralıklarına bağlı ağırlık verilerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Akril Ana Grupları			
Zaman Aralıkları	ECLİPSE	PALADENT 20	ACRON MC
T₀ - T₁	*p=0005	*p=0003	*p=0002
T₀ - T₂	*p=0000	*p=0000	*p=0000
T₀ - T₃	*p=0000	*p=0000	*p=0000
T₁ - T₂	*p=0000	*p=0006	*p=0004
T₁ - T₃	*p=0000	*p=0000	*p=0000
T₂ - T₃	*p=0000	*p=0000	*p=0001

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC grupları kendi içinde zamana bağlı farklılık gösterdiğinden alt gruplar için Bonferonni düzeltilmiş paired t testi kullanılarak hesaplama yapılmıştır (Tablo 17).

Tablo 17. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının kontrol ve dezenfeksiyon alt gruplarında zaman aralıklarına bağlı ağırlık verilerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Zaman Aralıkları	Akril Alt Grupları					
	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T ₀ - T ₁	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008
T ₀ - T ₂	p>0,008	*p=0.000	p>0,008	*p=0.000	p>0,008	*p=0.000
T ₀ - T ₃	*p=0.000	*p=0.000	*p=0.000	*p=0.000	*p=0.005	*p=0.000
T ₁ - T ₂	p>0,008	p>0,008	p>0,008	*p=0.000	p>0,008	p>0,008
T ₁ - T ₃	p>0,008	*p=0.000	p>0,008	*p=0.000	p>0,008	*p=0.000
T ₂ - T ₃	p>0,008	*p=0.000	*p=0.000	*p=0.000	p>0,008	*p=0.000

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarının T₀-T₁, T₀-T₂, T₀-T₃, T₁-T₂, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıkları arasındaki farklılığı incelendiğinde; EK grubunda sadece T₀-T₃ aralığında farklılık gösterdiği görülmüştür (p<0,008). ED grubunda ise T₀ - T₂; T₀ - T₃; T₁ - T₃; T₂ - T₃ ölçümleri arasında anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,008).

PK grubunda T₀ -T₃ ölçümleri arasında anlamlı fark bulunmuştur (p<0,008). PD grubunda ise T₀-T₂; T₀-T₃; T₁-T₃; T₂-T₃; T₁-T₂ ölçümleri arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,008).

AK grubunda T₀ -T₃ ölçümleri arasında anlamlı fark bulunmuştur (p<0,008). AD grubunda ise T₀ -T₂; T₀ -T₃; T₁ -T₃; T₂ -T₃ ölçümleri arasında anlamlı fark bulunmuştur (p<0,008).

Ağırlık Verilerinin Grup İçinde Kontrol ve Deney Gruplarına Göre Değerlendirilmesi

Eclipse, Paladent 20 20 ve Acron MC marka akrilik örnek gruplarının kontrol ve dezenfeksiyon alt grupları arasında ağırlık analizi sonuçlarının kendi aralarında T_0, T_1, T_2 ve T_3 ölçüm zamanlarında değerlendirilmesi Student t testi kullanılarak yapılmıştır (Tablo 18).

Tablo 18. Kontrol ve dezenfeksiyon gruplarının ağırlık verilerinin birbirlerine göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi

GRUPLAR	ÖLÇÜM ZAMANLARI			
	T_0	T_1	T_2	T_3
EK-ED	$p>0,05$	$p>0,05$	* $p=0.000$ $t=5,461$	* $p=0.000$ $t=10,071$
PK-PD	$p>0,05$	* $p=0.001$ $t=3,058$	* $p=0.000$ $T=4,513$	* $p=0.000$ $t=8,571$
AK-AD	$p>0,05$	$p>0,05$	* $p=0.000$ $t=5,298$	* $p=0.000$ $t=6,533$

=* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı

T_0 ölçümünde $p>0,05$ olduğu için istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. T_1 zamanında PK-PD arasında anlamlı farklılık görülmüştür. T_2 ve T_3 ölçüm zamanlarında ise EK-ED; PK-PD; AK-AD arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmuştur ($p<0,05$).

Ağırlık Verilerinin Gruplar Arasında Değerlendirilmesi

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC gruplarının kontrol grupları kendi aralarında; Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC deney grupları kendi aralarında tek yönlü varyans analizi, Post Hoc Tukey testi ile incelenmiştir (Tablo 19). T_0, T_1, T_2 ve T_3 ölçüm zamanlarında gruplar arasında T_1 ve T_3 ölçümünde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p>0,05$).

Tablo 19. Eclipse, Paladent 20, Acron MC kontrol ve Eclipse, Paladent 20, Acron MC deney gruplarının birbirleri ile istatistiksel olarak değerlendirilmesi

GRUPLAR	ÖLÇÜM ZAMANLARI			
	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃
EK-PK-AK	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
ED-PD-AD	p>0,05	*p=0,24	p>0,05	*p=0,011
		F=4,096		F=5,007

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

T₁ ve T₃ zamanlarında Eclipse, Paladent 20, Acron MC deney grupları arasındaki farklılığı bulabilmek için Post Hoc Tukey testi uygulanmıştır (Tablo 20).

Tablo 20. Eclipse, Paladent 20, Acron MC deney gruplarının birbirleri ile istatistiksel olarak değerlendirilmesi

	Akril Deney Alt Grupları		
	ED-PD	ED-AD	PD-AD
T ₀	p>0,05	p>0,05	p>0,05
T ₁	*p=0,020	p>0,05	p>0,05
T ₂	p>0,05	p>0,05	p>0,05
T ₃	p>0,05	*p=0,013	p>0,05

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse, Paladent 20, Acron MC deney grupları arasındaki ilişki zamana bağlı olarak incelendiğinde T₁ ölçüm zamanında ED-PD arasında p=0,020 ve T₃ ölçüm zamanında ED-AD arasında p=0,013 olduğu için istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,05).

4.3. Posterior Palatal Uyum Değişimi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Mikroskobik Ölçüm Sonuçlarının Grup İçinde Zamana Göre Değerlendirilmesi

EK, ED, PK, PD, AK, AD alt gruplarının A, B, C noktalarına ait uzunluk değerlerinin zamana göre grup içindeki değişiminin hesaplanabilmesi için tekrarlı ölçümlerde varyans analizi uygulanmıştır (Tablo 21).

Tablo 21. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarının A, B, C noktalarına ait verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

	A NOKTASI	B NOKTASI	C NOKTASI
EK	p>0,05	*p=0,000	p>0,05
ED	*p=0,000	*p=0,000	*p=0,000
PK	*p=0,000	*p=0,002	p>0,05
PD	*p=0,005	*p=0,000	*p=0,000
AK	*p=0,005	*p=0,000	p>0,05
AD	*p=0,000	*p=0,000	*p=0,000

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

A NOKTASINDAKİ DEĞİŞİMİN İNCELENMESİ

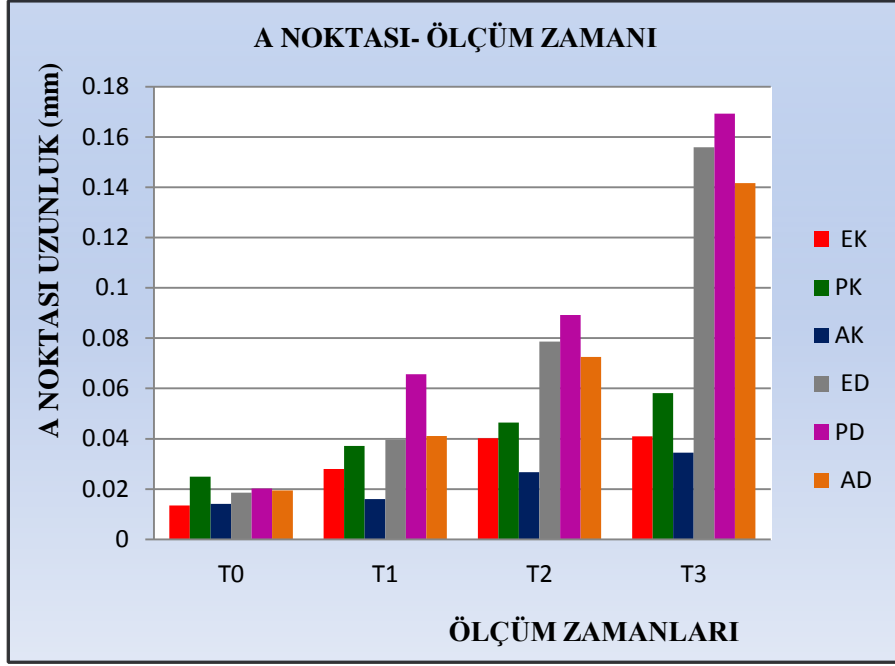
Palatal adaptasyonun mikroskobik olarak incelenmesinde A noktasına ait uzunluk ölçüm değerlerinin merkez dağılımı ve yaygınlık ölçütleri aritmetik ortalama±standart sapma şeklinde Tablo 22' de; grafiksel ifadesi Şekil 33' de görülmektedir.

EK, ED, PK, PD, AK, AD gruplarının grup içinde zamana bağlı farklılıkların tespit edilmesi için Friedman testi kullanılmıştır (Tablo 22).

Tablo 22. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ zamanlarına ait A noktasında ölçülen verilerinin ortalama ve standart sapma değerlerinin mm olarak gösterilmesi

	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T₀	0,0134±0,02	0,0185±0,02	0,0185±0,02	0,0202±0,02	0,0141±0,02	0,0195±0,02
T₁	0,028±0,03	0,0396±0,03	0,0396±0,03	0,0657±0,03	0,016±0,02	0,0411±0,02
T₂	0,0402±0,05	0,0787±0,05	0,0787±0,05	0,0892±0,04	0,0267±0,03	0,0726±0,04
T₃	0,041±0,05	0,1559±0,1	0,1559±0,1	0,1693±0,2	0,0345±0,03	0,1417±0,08
p	p>0,05	*0,000	*0,000	*0,000	*0,000	*0,000

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı



Şekil 33. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ait kontrol ve deney gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ ölçüm zamanlarında A noktasına ait verilerin ortalama değerleri

A noktasında farkın hangi zaman aralığında olduğunu bulmak için Bonferonni düzeltilmeli Wilcoxon testi kullanılmıştır (Tablo 23).

Tablo 23. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının kontrol ve dezenfeksiyon alt gruplarında zaman aralıklarına bağlı A noktasındaki değişimin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

A NOKTASI						
Akril Alt Grupları						
	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T ₀ - T ₁	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008
T ₀ - T ₂	p>0,008	p>0,008	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	p>0,008
T ₀ - T ₃	p>0,008	*p=0.001	*p=0.001	*p=0.001	*p=0.001	*p=0.001
T ₁ - T ₂	p>0,008	p>0,008	p>0,008	*p=0.000	p>0,008	p>0,008
T ₁ - T ₃	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.001
T ₂ - T ₃	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.002	p>0,008	*p=0.001

=* p<0,008 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarının A noktası için T₀-T₁, T₀-T₂, T₀-T₃, T₁-T₂, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıklarındaki ilişkileri incelendiğinde; EK grubunda p>0,008 olduğu için istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. ED grubunda T₀-T₃, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıklarında anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,008).

PK grubunda T₀-T₃ zaman aralıklarında farklılık görülmüştür (p<0,008). PD grubunda ise T₀-T₂, T₀-T₃, T₁-T₂, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıklarında farklılık görülmüştür (p<0,008).

AK grubunda T₀-T₃ zaman aralığında farklılık görülürken (p<0,008), AD grubunda T₀-T₃, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıklarında farklılık bulunmuştur (p<0,008).

B NOKTASINDAKİ DEĞİŞİMİN İNCELENMESİ

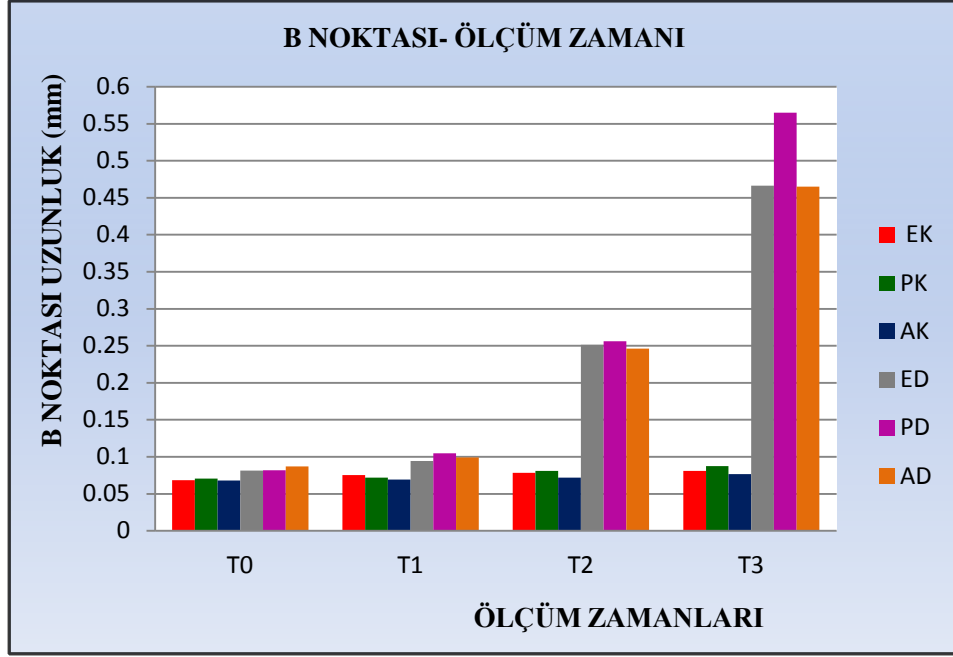
Palatal adaptasyonun mikroskobik olarak incelenmesinde B noktasına ait uzunluk ölçüm değerlerinin merkez dağılımı ve yaygınlık ölçütleri aritmetik ortalama±standart sapma şeklinde Tablo 24' de; grafiksel ifadesi Şekil 34' de görülmektedir.

EK, ED, PK, PD, AK, AD gruplarının grup içinde zamana bağlı farklılıkların tespit edilmesi için Friedman testi kullanılmıştır (Tablo 24).

Tablo 24. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ zamanlarına ait B noktasında ölçülen verilerinin ortalama ve standart sapma değerlerinin mm olarak gösterilmesi

	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T₀	0,0683±0,04	0,0816±0,05	0,0708±0,05	0,0817±0,04	0,0678±0,04	0,0872±0,05
T₁	0,0755±0,03	0,0945±0,05	0,0721±0,04	0,1047±0,05	0,0695±0,04	0,0991±0,05
T₂	0,0785±0,03	0,2515±0,13	0,0808±0,04	0,256±0,02	0,0719±0,04	0,2461±0,26
T₃	0,0811±0,03	0,4664±0,15	0,0873±0,04	0,5651±0,15	0,0768±0,04	0,4653±0,32
P	*0,000	*0,000	*0,000	*0,000	*0,000	*0,000

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı



Şekil 34. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ait kontrol ve deney gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ ölçüm zamanlarında B noktasına ait verilerin ortalama değerleri

B noktasında farkın hangi zaman aralığında olduğunu bulmak için Bonferonni düzeltilmeli Wicoxon testi kullanılmıştır (Tablo 25).

Tablo 25. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının kontrol ve dezenfeksiyon alt gruplarında zaman aralıklarına bağlı B noktasındaki değişimin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

B NOKTASI						
Akril Alt Grupları						
	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T ₀ - T ₁	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008
T ₀ - T ₂	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.001
T ₀ - T ₃	*p=0.001	*p=0.001	*p=0.002	*p=0.001	*p=0.001	*p=0.001
T ₁ - T ₂	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.002
T ₁ - T ₃	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.001
T ₂ - T ₃	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.005

=*p<0,008 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarının B noktası için T₀-T₁, T₀-T₂, T₀-T₃, T₁-T₂, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıklarındaki ilişkileri incelendiğinde; EK grubunda T₀-T₃ zaman aralığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,008). ED grubunda T₀-T₂, T₀-T₃, T₁-T₂, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıklarında anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,008).

PK grubunda T₀-T₃ zaman aralığında farklılık görülmüştür (p<0,008). PD grubunda ise T₀-T₂, T₀-T₃, T₁-T₂, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıklarında farklılık görülmüştür (p<0,008).

AK grubunda T₀-T₃ zaman aralığında farklılık görülürken (p<0,008), AD grubunda T₀-T₂, T₀-T₃, T₁-T₂, T₁-T₃, T₂-T₃, zaman aralıklarında farklılık bulunmuştur (p<0,008).

C NOKTASINDAKİ DEĞİŞİMİN İNCELENMESİ

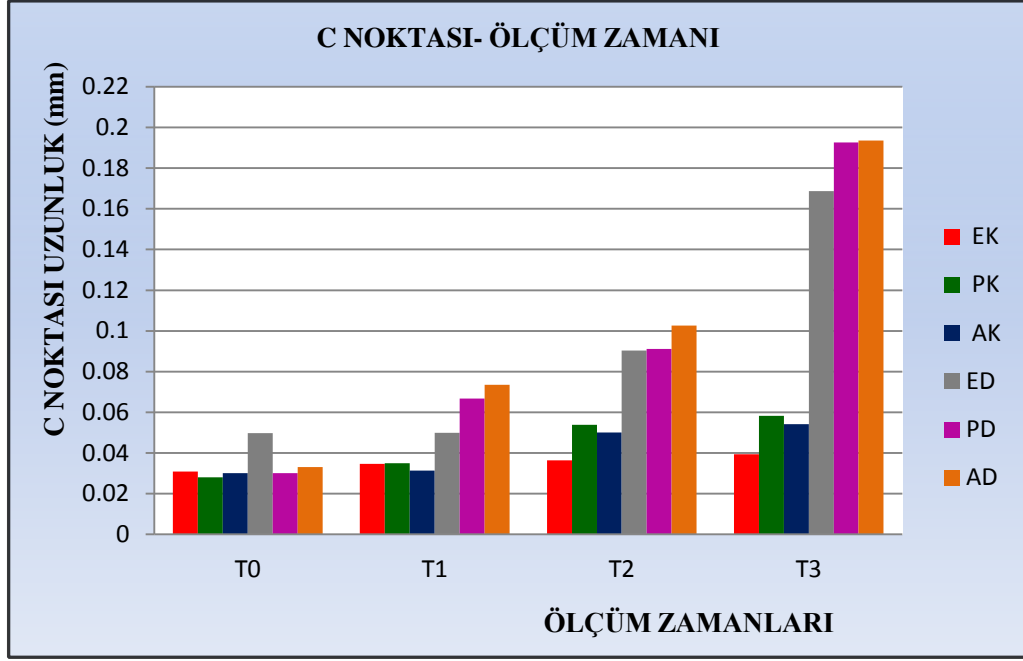
Palatal adaptasyonun mikroskopik olarak incelenmesinde C noktasına ait uzunluk ölçüm değerlerinin merkez dağılımı ve yaygınlık ölçütleri aritmetik ortalama±standart sapma şeklinde Tablo 26' da; grafiksel ifadesi Şekil 35' de görülmektedir.

EK, ED, PK, PD, AK, AD gruplarının grup içinde zamana bağlı farklılıkların tespit edilmesi için Friedman testi kullanılmıştır (Tablo 26).

Tablo 26. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ zamanlarına ait C noktasında ölçülen verilerinin ortalama ve standart sapma değerlerinin mm olarak gösterilmesi

	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T₀	0,0308±0,02	0,0497±0,03	0,0281±0,03	0,0301±0,08	0,03±0,03	0,0331±0,03
T₁	0,0346±0,03	0,0499±0,03	0,035±0,03	0,0668±0,06	0,0313±0,03	0,0735±0,04
T₂	0,0363±0,03	0,0903±0,08	0,0539±0,05	0,0912±0,07	0,05±0,05	0,1026±0,12
T₃	0,0393±0,03	0,0903±0,09	0,0582±0,05	0,1926±0,17	0,0542±0,07	0,1936±0,14
p	p>0,05	*0,000	p>0,05	*0,000	p>0,05	*0,000

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı



Şekil 35. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC kontrol ve deney gruplarının T₀, T₁, T₂, T₃ ölçüm zamanlarında C noktasına ait verilerin ortalama değerleri

C noktasında farkın hangi zaman aralığında olduğunu bulmak için Bonferonni düzeltilmeli Wicoxon testi kullanılmıştır (Tablo 27).

Tablo 27. Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının kontrol ve dezenfeksiyon alt gruplarında zaman aralıklarına bağlı C noktasındaki değişimin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

C NOKTASI						
Akriil Alt Grupları						
	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T ₀ - T ₁	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008
T ₀ - T ₂	p>0,008	p>0,008	p>0,008	*p=0.003	p>0,008	p>0,008
T ₀ - T ₃	p>0,008	*p=0.001	*p=0.000	*p=0.001	*p=0.000	*p=0.001
T ₁ - T ₂	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008	p>0,008
T ₁ - T ₃	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.004	p>0,008	*p=0.004
T ₂ - T ₃	p>0,008	*p=0.001	p>0,008	*p=0.005	p>0,008	*p=0.001

=* p<0,008 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC alt gruplarının C noktası için T₀-T₁, T₀-T₂, T₀-T₃, T₁-T₂, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıklarındaki ilişkileri incelendiğinde; EK grubunda istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (p>0,008). ED grubunda T₀-T₃, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıklarında anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,008).

PK grubunda T₀-T₃ zaman aralığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,008). PD grubunda ise, T₀-T₂, T₀-T₃, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralıklarında farklılık görülmüştür (p<0,008).

AK grubunda T₀-T₃ zaman aralığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,008). AD grubunda T₀-T₃, T₁-T₃, T₂-T₃ zaman aralığında farklılık bulunmuştur (p<0,008).

Mikroskopik Ölçüm Sonuçlarının Grup İçinde Kontrol ve Deney Gruplarına Göre Değerlendirilmesi

Palatal sınırda A, B, C noktalarında Eklipse, Paladent 20 ve Acron MC ana gruplarının grup içinde kontrol ve deney gruplarının karşılaştırılması Mann Whitney U testi ile yapılmıştır (Tablo 28).

Tablo 28. A, B, C noktalarına ait kontrol ve dezenfeksiyon gruplarının birbirleri ile istatistiksel olarak değerlendirilmesi

NOKTALAR	GRUPLAR	ÖLÇÜM ZAMANLARI			
		T ₀	T ₁	T ₂	T ₃
A NOKTASI	EK-ED	p>0,05	p>0,05	p>0,05	*p=0.000
	PK-PD	p>0,05	*p=0,000	*p=0.05	*p=0.001
	AK-AD	p>0,05	p>0,05	*p=0.001	*p=0.000
B NOKTASI	EK-ED	p>0,05	p>0,05	*p=0.000	*p=0.000
	PK-PD	p>0,05	p>0,05	*p=0.000	*p=0.000
	AK-AD	p>0,05	p>0,05	*p=0,003	*p=0.000
C NOKTASI	EK-ED	p>0,05	p>0,05	p>0,05	*p=0.000
	PK-PD	p>0,05	*p=0,000	*p=0.05	*p=0,000
	AK-AD	p>0,05	p>0,05	*p=0.007	*p=0,000

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse, Paladent 20, Acron MC deney ve kontrol gruplarının arasındaki ilişki zamana bağlı olarak incelendiğinde T_0 ölçüm zamanında farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

T_1 ölçüm zamanında A noktası için PK-PD; C noktası için PK-PD arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

T_2 ölçüm zamanında A noktası için PK-PD, AK-AD arasında; B noktası için EK-ED, PK-PD, AK-AD arasında ve C noktası için PK-PD, AK-AD arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

T_3 ölçüm zamanında A noktası için EK-ED ve AK-AD ve PK-PD arasında; B noktası için EK-ED, PK-PD, AK-AD arasında ve C noktası için EK-ED, PK-PD, AK-AD arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

Mikroskobik Ölçüm Sonuçlarının Gruplar Arasında Değerlendirilmesi

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC gruplarının kontrol verileri ile Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC gruplarına ait deney verilerinin birbirleri ile A, B ve C noktaları için değerlendirilmesi Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır (Tablo 29).

Tablo 29. A, B, C noktaları için Eclipse, Paladent 20, Acron MC kontrol ve Eclipse, Paladent 20, Acron MC deney gruplarının birbirleri ile istatistiksel olarak değerlendirilmesi

	A NOKTASI		B NOKTASI		C NOKTASI	
	EK-PK-AK	ED-PD-AD	EK-PK-AK	ED-PD-AD	EK-PK-AK	ED-PD-AD
T_0	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$
T_1	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$
T_2	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$
T_3	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$

=* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı

Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC kontrol grupları kendi içinde karşılaştırıldığında ve deney grupları kendi içinde karşılaştırıldığında A, B ve C noktaları arasında T_0, T_1, T_2 ve T_3 ölçüm zamanlarında fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Mikroskopik Ölçüm Sonuçlarının Ölçüm Noktaları Arasındaki Farklılıklara Göre Değerlendirilmesi

Eclipse, Paladent 20, Acron MC alt gruplarında A, B ve C ölçüm noktaları arasındaki farkın zamana bağlı olarak değerlendirilebilmesi için Friedman testi uygulanmıştır (Tablo 30).

Tablo 30. Eclipse, Paladent 20, Acron MC alt gruplarında A, B, C noktaları arasındaki farklılığın istatistiksel olarak değerlendirilmesi

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃
EK	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
ED	p>0,05	*p=0.011	*p=0.000	*p=0.000
PK	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
PD	p>0,05	p>0,05	*p=0.000	*p=0.001
AK	p>0,05	p>0,05	p>0,05	*p=0.001
AD	p>0,05	*p=0.022	*p=0.017	*p=0.002

=* p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı

T₀ ölçüm zamanında EK, ED, PK, PD, AK, AD grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p>0.05). T₁ zamanında ED, PD, AD gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0.05). T₂ zamanında ED, PD, AD grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0.05). T₃ zamanında ED, PK, PD, AK, AD gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0.05).

İstatistiksel olarak anlamlı olan gruplardaki farkı görebilmek için Bonferonni düzeltilmeli Wilcoxon testi uygulanmıştır (Tablo 31).

Eclipse, Paladent 20, Acron MC alt gruplarında A, B ve C ölçüm noktaları arasındaki fark zamana bağlı olarak değerlendirildiğinde EK T₀, T₁, T₂, T₃ ölçüm zamanlarında farklılık bulunmamıştır (p>0,017). ED grubunda T₁ zamanında A-B noktaları arasında; T₂ zamanında A-B noktaları arasında; T₃ zamanında ise A-B ve B-C noktaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0.017).

Tablo 31. Eclipse, Paladent 20, Acron MC alt gruplarında A, B, C noktaları arasındaki ilişkinin zamana bağlı olarak istatistiksel olarak değerlendirilmesi

	EK	ED	PK	PD	AK	AD
T₀	A-B	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017
	A-C	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017
	B-C	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017
T₁	A-B	p>0,017	*p=0.001	p>0,017	*p=0.001	p>0,017
	A-C	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017
	B-C	p>0,017	p>0,017	p>0,017	*p=0.001	p>0,017
T₂	A-B	p>0,017	*p=0.001	p>0,017	*p=0.001	p>0,017
	A-C	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017
	B-C	p>0,017	*p=0.005	p>0,017	*p=0.001	p>0,017
T₃	A-B	p>0,017	*p=0.001	*p=0.001	*p=0.004	*p=0.005
	A-C	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017	p>0,017
	B-C	p>0,017	*p=0.001	*p=0.001	*p=0.001	*p=0.001

=* p<0.017 istatistiksel olarak anlamlı

PK grubunda T₃ zamanında A-B ve B-C noktaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0.017). PK grubunda T₀, T₁ ve T₂ ölçüm zamanında noktalar arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (p>0.017). PD grubunda T₁ zamanında A-B ve B-C noktaları arasında; T₂ zamanında A-B ve B-C noktaları arasında; T₃ zamanında A-B ve B-C noktaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0.017). PD grubunda T₀ ve T₁, T₂ ölçüm zamanında noktalar arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (p>0.017).

AK grubunda T₃ zamanında A-B ve B-C noktaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0.017). AK grubunda T₀, T₁ ve T₂ ölçüm zamanında noktalar arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (p>0.017). AD grubunda T₁ zamanında A-B noktaları arasında; T₂ zamanında ise A-B, B-C noktaları arasında; T₃ zamanında ise A-B ve B-C noktaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0.017).

5. TARTIŞMA

Tam dişsizliğin protetik rehabilitasyonu için implant üstü protez seçeneği yaygınlaşan bir yöntem olmasına rağmen uygulamaların riskli ve kontrendike olduğu vakalarda gerek yaş, gerek sosyoekonomik durum gibi sebeplerden dolayı geleneksel akrilik tam protezlerin yapımı güncelliğini kaybetmemiştir (MacEntee ve Walton, 1998; Carlsson, 2006; Carlsson ve Omar, 2010; Rohlin ve ark., 2012; Diz ve ark., 2013). Ancak akrilik protezler, laboratuvar aşamasında yapım ve tamir işlemleri esnasında kullanılan malzeme, araç ve gereçlerle veya hasta ağızında kullanılmaları ile kirlenmektedir (Atay ve ark., 2008; Özbayrak, 2010; Dwairi ve ark., 2012; Kulak Özkan ve Toygar, 2012; Zarb ve ark., 2013). Protezin temizlik aşamasının, hem süresinin kısa hem de mikrobiyal açıdan etkinliğinin yüksek olması amacıyla farklı dezenfeksiyon yöntemlerinin etkinliğini karşılaştıran birçok çalışma mevcuttur (Glass ve ark., 2001; Harrison ve ark., 2004; Dikbaş ve Köksal, 2005; Webb ve ark., 2005; Zarb ve ark., 2013). Fiziksel dezenfeksiyon yöntemlerinin tek başına kullanımlarının yetersiz kalması, kimyasal dezenfeksiyon yöntemlerinin ise protez kaidesi üzerinde meydana getirdiği fiziksel değişimler ile ilgili yapılmış çalışmalar alternatif dezenfeksiyon yöntem arayışlarını gündeme getirmiştir (Ma ve ark., 1997; Shay, 2000; Glass ve ark., 2001; Garcia ve ark., 2004; Gomes ve ark., 2004; Harrison ve ark., 2004; Dikbaş ve Köksal, 2005; Neppelenbroek ve ark., 2005; Hong ve ark., 2009; Perçin ve Esen, 2009; Çalikkocaoğlu, 2010; Dikbaş, 2010; Peracini ve ark., 2010; Machado ve ark., 2011; Moffa ve ark., 2011; Zarb ve ark., 2013). Bu anlamda yapılan araştırmalar doğrultusunda mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi kullanılmaya başlanmıştır. Sanita ve ark. (2012), diabet hastalarının protezlerinde haftada 3 kere ve 14 gün boyunca mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi uygulanmasının, nistatin tedavisi ve topikal antifungal terapi kadar etkili olduğunu rapor etmektedirler.

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin incelendiği çalışmalarda, mikrodalga hücre canlılığı ve büyümesi üzerinde etkileri olduğu bildirilmesine (Woo ve ark., 2000; Chaves ve ark., 2012) rağmen mikrodalga enerjisinin hücre canlılığı ve dezenfeksiyon mekanizması üzerindeki etkisi halen net bir şekilde açıklanamamaktadır (Silva ve ark., 2006; Campanha ve ark., 2007; Neppelenbroek ve ark., 2008; Hamouda ve Ahmed, 2010; Campanha ve ark., 2013).

Mikrodalga enerjisi sonucu madde içinde oluşan elektrostatik alanda moleküllerin hızla birbirlerinin üzerinde kayması ile oluşan sürtünmeden dolayı sıcaklık artışı meydana geldiğini öne süren çalışmalar mevcuttur (Mc.Kinstry, 1991; Çalikkocaoğlu, 2000; Hussen ve ark., 2008; Sesma ve ark., 2011; Brondani ve ark., 2012). Bunun sonucu olarak akrilik protezlerin dezenfeksiyonu sırasında mikrodalga enerjisinin farklı güç ve sürelerde uygulamaları ile oluşabilecek sıcaklığın kaide plakları üzerinde deformasyona yol açabileceği bildirilmektedir (Thomas ve Webb, 1995; Baysan ve ark., 1998; Campanha ve ark., 2005; Ribeiro ve ark., 2008; Çalikkocaoğlu ve ark., 2010). Bu yönde yapılan çalışmalar olmasına rağmen mikrodalga enerjisinin hangi güç ve sürede ve hangi sıklıkla protez kaide materyalleri üzerinde uygulamalarının klinik olarak kabul edilebilir düzeyde deformasyona yol açtığı net bir şekilde rapor edilmemiştir.

Akrillerin boyutsal doğruluğunu araştıran çalışmalar incelendiğinde, akrilik örneklerin genellikle geometrik şekillerde hazırlanmış olduğu görülmektedir (Polyzois ve ark., 1995; Thomas ve Webb, 1995; Hussen ve ark., 2008; Basso ve ark., 2010; Senna ve ark., 2011). Buna rağmen, kaide plağının dizaynını göz önünde bulundurarak dişsiz kaide formuna uygun yapılmış akrilik örneklerin kullanıldığı çalışmalar da literatürde yer almaktadır (Pavan ve ark., 2005; Sartori ve ark., 2006; Fleck ve ark., 2007; Consani ve ark., 2008; Nirale ve ark., 2012; Goiato ve ark., 2013). Çalışmamızda protez kaide plağının karmaşık dizaynının asimetrik distorsiyonlara yol açabileceği düşünülerek doğrusal ve basit örneklerin hazırlanması yerine dişsiz damak şeklinde, ortalama büyüklükte ana model elde edilerek klinik koşullar taklit edilmeye çalışılmıştır.

Anusavice ve ark. (2013), sertleşmiş alçının mevcut ortamdaki nem miktarından etkilenerek boyutsal değişime uğrayabileceği ve uzun dönemde alçı materyalinin kırılabilirliğinin artabileceğini bildirmektedirler. Çalışmamızda üzerinde ölçüm yapılan ana modelin elde edilmesi aşamasında, boyutsal değişimin en az seviyede olması için krom-kobalt alaşımından ana model elde edilmesi yoluna gidilmiştir. Nirale ve ark. (2012), astarlar üzerinde boyutsal değişimi inceledikleri çalışmalarında anterior, kanin ve birinci molar bölgesinde tespit ettikleri beş noktaya benzer olarak, bizim çalışmamızda da ölçüm yapılmak üzere ana model üzerinde beş nokta tespit edilmiştir.

Çalışmamızda farklı polimer yapısında ve farklı polimerizasyon yöntemlerine sahip PMMA içermeyen ışıkla polimerize edilen Eclipse protez kaide rezini, modifiye edilmiş PMMA içeren mikrodalga ile polimerize edilen Acron MC protez kaide akrili ve konvansiyonel yöntemle polimerize edilen PMMA içerikli Paladent 20 protez kaide akrili kullanılmıştır. PMMA içeren akriller, mikrodalga ile polimerize edildiğinde, konvansiyonel yöntemle göre artık monomer miktarı ve su emilimi azalırken, sertliği artmaktadır. Mikrodalga ile polimerizasyon oranı birinci dereceden karışımdaki monomer konsantrasyonuna bağlıdır (Phoenix ve ark., 2004; Lai ve ark., 2004; Spasojevic ve ark., 2011). Eclipse materyalinin polimerizasyon süresi 10 dakikanın altına düştüğünde kaide iç ve dış yüzeyi arasında fark görülürken, 10, 12 ve 14 dk. polimerizasyonunda kaide yüzeyleri arasında fark görülmediği bildirilmektedir (Radzi ve ark., 2007; Ali ve ark., 2008; Arnold ve ark., 2008). Çalışmamızda da bu bilgiler göz önüne alınarak üretici firmaların talimatları doğrultusunda akrilik kaidelerin hazırlanması ve polimerizasyonları gerçekleştirilmiştir.

Ganzarolli ve ark. (2002), akril polimerizasyonundan sonra muflaların oda sıcaklığında bekletilerek soğutulmasının, akan su altında soğutulmasına göre kaide üzerinde daha az değişime yol açtığını bildirmektedir. Bu nedenle çalışmamızda polimerizasyonu tamamlanan akrillerin muflaları oda sıcaklığında soğutulmuştur.

Yapılan çalışmalarda, PMMA içerikli kaide maddesi olarak hazırlanmış konvansiyonel akrilik rezinlerin sitotoksik etkisinin polimerizasyondan sonra ilk 24 saat daha fazla olduğu fakat bu etkinin su içinde bekletme ile zamanla azaldığı gözlenmektedir. Bu yüzden protezlerin hastaya tesliminden önce 24 saat suda bekletilmeleri tavsiye edilmektedir (Tsuchiya ve ark., 1994; Spasojevic ve ark., 2011; Jorge ve ark., 2004; Urban ve ark., 2007; Pfeiffer ve Schmage, 2008; Zarb ve ark., 2013). Lefebrve ve ark. (1994), metil metakrilat gibi Bis-GMA' nın da ağız dokuları üzerindeki sitotoksik etkileri olabileceğini bildirmektedir. Bu etkileri en aza indirebilmek için, ışıkla polimerize olan akrillerin de ağıza yerleştirilmeden önce 24 saat süreyle suda bırakılması tavsiye edilmektedir (Lefebrve ve ark., 1994; Lassila ve Vallittu, 2001; Jorge ve ark., 2004). Mevcut literatürlere dayanılarak, çalışmamızda hazırlanan protez kaide materyalleri 24 saat su içerisinde bekletilmiştir.

Dijital fotogrametri yöntemi, yüksek çözünürlükte elde edilen fotoğraflar sayesinde detayların tespitini ve mikron düzeyinde hassasiyet sağlamaktadır (Cronk ve

Fraser, 2008; Fraser ve ark., 2008; Armesto ve ark., 2009; Heng ve Chandler, 2010; Silva 2012; Rao ve ark., 2013). Çalışmamızda akril yüzeyinde hassas ölçüm yapabilmek için fotogrametri yöntemi tercih edilmiştir. Kaide plağının düzlemsel olmayan asimetric yapısından dolayı tüm kaide yüzeyinde oluşabilecek deformitenin ve buna bağlı oluşacak aralanmaların tespiti amacıyla benzer çalışmalar referans alınarak ağırlık analiz yöntemi de çalışmamıza ilave edilmiştir (Ganzarolli ve ark., 2002; Gomes ve ark., 2004; Sartori ve ark., 2006; Fleck ve ark., 2007; Ganzarolli ve ark., 2007; Sartori 2008; Lee ve ark., 2010). Özellikle dental alanda kullanılan materyallerin, değişik işlemler arasındaki davranış karakterlerini incelemeye yönelik araştırmalarda, çalışma koşullarının standardize edilmesi, farklı materyallerin ve işlemlerin hassas olarak kıyaslanabilmesi açısından son derece önemlidir. Bu nedenle çalışmamızda posterior palatal bölgeden dijital mikroskop ile yapılan ölçümlerde kontrollü bir kalibrasyon aşaması gerçekleştirilmiştir (Fraser, 1997; Temiz ve Dogan, 2005; Remondino ve Fraser, 2006; Lee ve ark., 2010; Lira ve ark., 2010; Aby ve ark., 2011; Venus ve ark., 2011).

Mevcut çalışmalarda mikrodalga fırınının ilk kullanımı sırasında enerji kaybını engellemek amacıyla maksimum güç seviyesinde 1 litre distile suyun 2 dk önısıtma yapılması tavsiye edilmektedir (Reipert ve ark., 2008; Senna ve ark., 2011). Bizim çalışmamızda da fırın kalibrasyonu yapıldıktan sonra mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi gerçekleştirilmiştir.

Mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin mikrobiyal etkinliğini inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalarda mikrodalga enerjisinin uygulama gücü ve uygulama süresinin mikrobiyal etkinlik üzerinde değişkenlik yarattığı rapor edilmektedir (Webb ve ark., 1998; Kansu ve Keskin, 1999; Silva ve ark., 2006; Buergers ve ark., 2008; Neppelenbroek ve ark., 2008; Sanita ve ark., 2008; Ribeiro ve ark., 2009; Silva ve ark., 2013). Silva ve ark. (2006), yaptıkları çalışmada 650 W 6dk mikrodalga ile dezenfeksiyonun *S. aureus* ve *Candida albicans* ile kontamine edilmiş akrilik protez kaide materyalini sterilize ettiğini göstermektedirler. *S. gordonii* suşları üzerinde yapılan başka bir çalışmada ise 604 W ile 1 dk. lık ve 350 W 6 dk. lık uygulamanın 8 saatlik sodyum hipoklorite daldırma işleminden daha etkili olduğu bildirilmektedir (Webb ve ark., 1998). Buna rağmen Kansu ve Keskin (1999), yaptıkları çalışmada 500

W 3 dk mikrodalga enerjisinin Candida suşlarını tamamen yok edemediğini rapor etmektedirler.

Beş farklı candida suşunun akrilik tam protezlere uygulandığı ve 200 ml distile su içinde 650 W 3 dk. mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin uygulandığı çalışmalarda, tüm suşlarda sterilizasyon sağlandığı gözlenmektedir (Sanita ve ark., 2008; Silva ve ark., 2013). Ayrıca 650 W 3 dk. ile mikrodalga işleminin *S. aureus* *P. aeruginosa* suşları üzerinde de etkili olduğu bulunmuştur (Dovigo ve ark., 2008). Buna rağmen 650 W güç ile 2 dakikalık uygulama, mikrobiyal açıdan yetersiz bulunmaktadır (Ribeiro ve ark., 2009). Bu çalışmaların sonuçları doğrultusunda 650 W 3 dk parametreleri, mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin mikrobiyal etkinliğinin başladığı en düşük watt ve süre olduğu düşünülebilir.

Mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin uygulanma şekli de mikrobiyal etkinlik üzerinde değişkenlik yaratmaktadır. Buegers ve ark. (2008), mikrobiyal açıdan etkin olduğu rapor edilmiş 800 W güç ile 6 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon gerçekleştirmelerine rağmen, işlemin kuru yapıldığı için mikrobiyal etkinliğin olmadığını bildirmektedirler. Ayrıca susuz ortamda gerçekleştirilen mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin akrillerin elastik özellikleri hariç tüm fiziksel özellikleri zayıflattığı rapor edilmektedir (Hamouda ve Ahmed, 2010). Kang ve Kato'nun (2013), çalışmaları da bu çalışma ile benzer sonuçlar içermektedir. Mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin su dolu bir kap içerisinde yapılması tavsiye edilmektedir. Mevcut çalışmalarda kullanılan suyun miktarı 150 ml ve 500 ml değerleri arasında farklılık gösterdiği tespit edilmiştir (Dixon ve ark., 1999; Buegers ve ark., 2008; Neppelenbroek ve ark., 2008; Sanita ve ark., 2012; Kang ve Kato, 2013; Silva ve ark., 2013; Zarb ve ark., 2013). Dezenfeksiyon işlemi sırasında suyun miktarı ile ilgili kesinleşmiş bir parametre bulunmaması nedeniyle çalışmalarda sık tekrarlanan ve bizim çalışmamızda kullanılan kap içerisinde akrilik örnekleri tamamen su içinde bırakacak miktarda 200 ml distile su ile deneyler gerçekleştirilmiştir.

Mevcut çalışmalar incelendiğinde, 650 W 6 dk parametreleri ile yedi gün boyunca yedi kez mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi tekrarlandığında, konvansiyonel akril ve mikrodalga akrillerinin yüzey pürüzlülüğünün etkilendiği rapor edilmektedir (Machado ve ark., 2009; Izumida ve ark., 2011). Benzer çalışmalar, 650 W 6 dk ile mikrodalga dezenfeksiyon işleminin iki kere uygulanması sonucu vickers sertlik

değerlerinde değişme görülmediği (Campanha ve ark., 2005); fakat knoop sertlik değerlerinde deney gruplarının kontrol gruplarından farklılık gösterdiğini rapor edilmektedir (Sartori ve ark., 2007). Ribeiro ve ark. (2008), 650 W ve 1,2,3,4 ve 5 dk iki kere tekrarlanarak mikrodalga ile dezenfeksiyon uygulamasında, konvansiyonel akrillerde esneklik ve sertlik değerlerinde artış görülmediğini ifade etmektedirler. Consani ve ark. (2009), konvansiyonel akrillerde 650 W güç ve 3 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi uygulandığında, akrillerin darbe ve esneklik değerlerini benzer bulduklarını ifade ederken, benzer şekilde, Lombardo ve ark. (2012), konvansiyonel akrillerde 650 W 3 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi bir kez ve yedi kez tekrarladıktan sonra su emilimi ve viskoelastik özelliklerinin farklılık göstermediğini bildirmektedirler. Mikrodalga ile dezenfeksiyon uygulamasının tekrarlandığı bu çalışmalarda, akrillerin fiziksel özellik değerleri incelenmiş fakat boyutsal değişim üzerinde yeterince durulmamıştır. Bu çalışmaları göz önünde bulundurarak çalışmamızda, hem mikrobiyal olarak etkinliği kanıtlanmış hem de akrillerin fiziksel özelliklerini kötü yönde etkilemeyen 650 W 3 dk parametresi tercih edilmiştir.

Mikrodalga ile dezenfeksiyon sonucu akrillerde meydana gelen boyutsal değişimi araştıran çalışmalar incelendiğinde, Polyzois ve ark.'nın (1995), çalışmalarında 500 W 3 dk ve 500 W 15 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon uygulaması, %2 alkalın glutraldehit uygulaması ile karşılaştırılmış ve konvansiyonel akrillerde boyutsal değişim meydana geldiği fakat bunun klinik açıdan önemsiz olduğu bildirilmektedir. Thomas ve Webb (1995), konvansiyonel akrilik örneklerde doğrusal boyutsal değişimi inceledikleri çalışmalarında, 331 W ile 6 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi uygulandığında örneklerde belirgin boyutsal değişime rastlamadıklarını fakat 604 W 10 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon uygulanan örneklerde belirgin olarak büzülme ve genişleme görüldüğünü rapor etmektedirler. Hussen ve ark. (2008), disk şeklinde hazırladıkları konvansiyonel akrilik örneklerde yedi gün boyunca her gün 650 W güç ile 6 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon uygulayarak, %0,2 klorheksidin ve %0,05 sodyum hipokloritle yapılan kimyasal dezenfeksiyon ile karşılaştırdıkları çalışmalarında mikrodalga ile dezenfeksiyonun daha fazla boyutsal değişime yol açtığını rapor etmektedirler. Bu çalışmalar, mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin farklı güç ve süre parametrelerinde yapılması açısından bizim çalışmamızdan farklılık göstermektedir.

Mevcut literatürler incelendiğinde, mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin uygulanma sayılarının çalışmalarda farklılık gösterdiği, hangi sıklıklarla tekrarlandığı üzerine net bir bilgi olmadığı görülmektedir. Haftada bir kere mikrodalga ile dezenfeksiyon yapılan (Fleck ve ark., 2007; Sartori ve ark., 2008) çalışmaların yanında; haftada üç kere mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi uygulanan (Basso ve ark., 2010; Basso ve ark., 2012; Goiato ve ark., 2012) çalışmalar mevcuttur. Literatürlerde mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin her gün uygulandığı çalışmalara sıkça rastlanmaktadır (Seo ve ark., 2007; Consani ve ark., 2008; Hussen ve ark., 2008; Consani ve ark., 2009; Machado ve ark., 2009; Izumida ve ark., 2011; Campanha ve ark., 2012; Lombardo ve ark., 2012). Buna rağmen 2 saat aralıklarla mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi tekrarlanarak gerçekleştirilen çalışmalar mevcuttur (Senna ve ark., 2011). Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin tekrar sayısı üzerine kesinleşmiş parametreler mevcut olmadığı için benzer çalışmalar göz önünde bulundurularak, çalışmamızda deneylerimiz günlük olarak gerçekleştirilmiştir.

Mikrodalga ile dezenfeksiyonun en fazla tekrarlandığı çalışmalar incelendiğinde, Senna ve ark.'nın (2011), çalışmalarında mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin 36 kez tekrarlandığı, Goiato ve ark.'nın (2013), 24 kez mikrodalga ile dezenfeksiyon uyguladıkları görülmektedir. Fakat bu çalışmalarda, akrillerin sadece mikrosertlik ve renk özellikleri incelenmiştir. Mikrodalga ile dezenfeksiyonun en fazla 12 kez tekrarlandığı Basso ve ark.'nın (2010), çalışmalarında sadece boyutsal değişimi incelemiş ve klinik olarak önemsiz olduğu sonucuna varmışlardır. Bu çalışma, sadece doğrusal değişimi incelemesi ve kaidede meydana gelebilecek üç boyutlu deformasyonları göz önünde bulundurmaması ve tekrar sayısının az olması yönüyle çalışmamızdan farklılık göstermektedir.

Çalışmamızda, mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin protez kaidelerinin üzerindeki etkileri alan açısından incelendiğinde, kontrol grupları kendi içinde zamana bağlı değerlendirilmiş ve T_0 , T_1 , T_2 ve T_3 zamanları arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,008$). Deney gruplarında ise Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC için T_3 ölçüm zamanı ile T_0 , T_1 , T_2 zamanları arasında farklılık görülürken Paladent 20 deney grubunda T_1 ve T_2 ölçüm zamanları arasında da anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,008$). Alan verileri kontrol ve deney grupları arasında karşılaştırıldığında, Eclipse ve Acron MC'nin benzer özellik gösterdiği, kontrol ve deney grupları arasında farklılık

görülmediği gözlenmiştir. Buna rağmen Paladent 20 grubunda T₃ ölçüm zamanında PK-PD arasında anlamlı farklılık bulunduğu ve T₃ ölçüm zamanında PD grubunda alanın genişlediği tespit edilmiştir (p<0,05).

Sakaguchi ve Powers (2012), sıcaklığın su emilim oranını etkilediğini çünkü difüzyon katsayısını değiştirdiğini belirtmektedir. Bu çalışmaya dayanarak, çalışmamızda mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin tekrarlanması ile meydana gelen sıcaklık artışı, deney grupları üzerinde difüzyon katsayısını değiştirerek su emilimini arttırmış olabilir. Akrilik plaklarda, sıcaklık artışı ile oluşan yapısal bozulmaların 71⁰C'den 90⁰C'ye sıcaklık artışıyla meydana geldiği, içsel stresslerin ortaya çıkması ile kaide plağında ciddi değişimler görüleceği rapor edilmektedir (Pasam ve ark., 2012). Sesma ve ark. (2011), mikrodalga ile işlem gören akrilik plaklarda yapılan termal ölçümlerde 700 W ile 6 dk ve 3 dk işlemin 71⁰C üzerine çıktığını ifade ederken, Hussen ve ark. (2008), 650 W ve 6 dk mikrodalga işleminde akrilik kaidede oluşan sıcaklığı 71⁰C olarak ölçmektedirler. Maddenin termal özellikleri polimer yapısına, su içinde işlem görüp görmediğine ve kalınlığına göre değişkenlik gösterebilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012; Anusavice ve ark., 2013).

Alan verileri Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC için birbirleri ile karşılaştırıldığında, kontrol grupları kendi içinde ve deney grupları kendi içinde karşılaştırılmış, akriller arasında farklılık bulunmamış (p>0,05) ve üç akril benzer davranış sergilemiştir.

Farklı polimerizasyon yöntemine sahip akrillerde su emilimi değerlerinin ve esnekliklerinin benzer olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (Tuna ve ark., 2008; Wady ve ark., 2011; Takahashi ve ark., 2012). Dyer ve Howlett, (1994), konvansiyonel ve mikrodalga akril üzerinde 500 W ve 3 dk mikrodalga uygulamasının akrillerde benzer etki yaptığını göstermektedir. Konvansiyonel ve mikrodalga ile polimerize olan akrillerin doğrusal boyuttaki değişimini inceleyen Senna ve ark.'nın (2011), çalışmalarında 450 W, 650 W ve 900 W mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin akrillerde benzer değişimlere yol açtığını rapor etmektedirler. Benzer şekilde Consani ve ark. (2008), konvansiyonel ve mikrodalga ile polimerize olan akrillerin 650 W 3 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminden sonra sertlik değerlerinde benzer değişim olduğunu belirtmektedirler. Çalışmamızda, bu çalışmalara benzer şekilde Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC akrilik kaidelerinin alan değerlerinin 37±2⁰C'de distile su

içerisinde bekletilmesi ve mikrodalga dezenfeksiyon uygulaması ile meydana gelen boyutsal değişim, akriller arasında farklılık göstermemiştir.

Ağırlık verileri gruplar içinde zamana bağlı olarak değerlendirildiğinde, kontrol gruplarında sadece T_3 ölçüm zamanı ile T_0 zamanı arasında farklılık görülmüştür ($p<0,008$). Deney grupları arasında, tüm akrillerde T_3 ölçüm zamanı ile T_0 , T_1 , T_2 zamanları arasında ve T_0 - T_2 arasında farklılık görülürken Paladent 20 deney grubunda T_1 - T_2 ölçüm zamanları arasında da anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,008$). Ağırlık verileri, kontrol ve deney grupları arasında karşılaştırıldığında, T_2 ve T_3 ölçüm zamanlarında tüm akril gruplarının deney grupları kontrol gruplarından farklılık göstermektedir. Ayrıca T_1 ölçüm zamanında PK-PD arasında farklılık bulunmuştur ($p<0,05$).

Ağırlık verileri, Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC arasında karşılaştırıldığında, kontrol grupları arasında anlamlı farklılık bulunmamış ve tüm akriller benzer davranış sergilemiştir. Deney grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında, T_1 ölçüm zamanında PD grubundaki ağırlık değeri $2,0\pm0,2$ g; ED grubu ise $1,85\pm0,9$ g olarak ölçülmüş ve aralarında anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). ED grubu ise T_3 ölçüm zamanında ağırlık değeri $2,63\pm0,3$ g; AD grubu ise $2,57\pm0,3$ g olarak ölçülmüş ve aralarında anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$).

Anusavice ve ark. (2013), akrillerin nemli ortama yerleştirildiğinde, küçük miktarlarda su emdiğini belirtmiş, su moleküllerinin, polimetil metakrilat kütlesine penetre olduğunu ve polimer zincirleri arasına yerleştiğini rapor etmişlerdir. Bu nedenle polimer zincirlerinin ayrılmaya zorlandığını ve su moleküllerinin akril üzerinde genleşmeye yol açabildiğini ifade etmektedirler. Çalışmamızın kontrol gruplarındaki sonuçları, akrillerin su içinde bekletilmeleri ile 21 gün sonunda doygunluğa ulaştıklarını savunan ve 21-28 günleri arasında boyutsal değişimin başladığını öne süren Rimple ve ark.'nın (2011) çalışması ile benzerlik göstermektedir.

Lombardo ve ark. (2012), çalışmalarında, konvansiyonel akrillerde su içinde 650 W 3 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon uygulaması sırasında ilk 130 saniyede suyun sıcaklık değerinin kaynama noktasına yaklaştığını ve mikrodalga ışımanın devam ettiği 50 s. boyunca bu değerde kaldığını rapor etmektedirler. Sıcaklığın, difüzyon katsayısını değiştirdiği ve su emilim oranını arttırdığını bildiren Sakaguchi ve Powers'ın (2012), çalışmalarına dayanarak, deney gruplarında mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi sonucu

T₂ ve T₃ ölçüm zamanlarında farklılığın başlamasını mikrodalga ile dezefeksiyon işleminin uygulama sayısının artması sonucunda akrillerde deformasyon görülmesi ile açıklayabiliriz.

Ferracane (2006), birçok protetik polimerin, polimetilmetakrilattan oluştuğunu, doğrusal polimer veya küçük oranlarda çift fonksiyonlu metakrilatların örneğin etilen glikol dimetakrilat gibi ilave edilmesi ile çapraz bağlantılı hale geldiğini belirtmektedir. Çapraz bağlantının kullanıldığı malzemelerde yoğunluk ve porözitenin ön plana çıktığını fakat güçlendirme amaçlı ilave edilmiş doldurucuların, çözünürlüğü ve emilimi etkileyebileceğini ifade etmektedirler. Çapraz bağlantı hidrofilik eter bağlantıları içerir ve çapraz bağlantı konsantrasyonu arttıkça su emilimi artar, çapraz bağlantı ajanının kimyasal yapısı yüksek molekül yoğunluğunun yerini alabilir. Böylece yüksek seviyedeki porozite veya boşluklar, polimerin içine ve dışına sıvı taşınmasını hızlandırabilmektedir. Su emilimini etkileyen diğer bir mekanizma ise polimerin dönüşüm oranıdır ki ağ içerisinde askıda kalan moleküllerin miktarı da bu durumu etkiler (Sakaguchi ve Powers, 2012; Anusavice ve ark., 2013). Çalışmamızda, Paladent 20 materyalinde farklı zaman dilimlerinde görülen genleşmenin sebebinin maddenin polimer yapısında bulunan çapraz bağlantı ve dönüşümünü tamamlamamış monomerler olduğu düşünülmektedir.

Işıkla polimerize olan akrillerle yapılan çalışmalar incelendiğinde, UDMA' nın içindeki ester grupları ve üretan bağlantıları yüzünden kimyasal yapısının farklı olduğu ve suyun, molekül yapısına porozite ve moleküller arası boşluktan içeri girdiği görülmektedir. Su emiliminin boyutu ve oranı, polimer yapının yoğunluğuna ve polar etkileşimlere ve hidrojen bağlantıların potansiyeline bağlıdır. Solventin alınma oranı polimerin çözücüyü alma oranı yani polimer ve çözücü arasındaki farka bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (Sideridou ve ark., 2003; Pfeiffer ve Rosenbauer, 2004; Ferracane ve ark., 2006; Sideridou ve Karabela, 2011). Eclipse materyali üzerinde bir çok konuda farklı deneyler yapılmasına rağmen mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi daha önce uygulanmadığı için karşılaştırma yapılabilecek mevcut literatür bulunmamaktadır. Çalışmamızın ağırlık verilerinde, uygulama sayısının artması ile Eclipse materyalinin diğer akrillerden farklı değişim göstermesinin sebebinin bu akrillerin farklı polimer yapısı ve polimerizasyon yönteminden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Kaide şeklinde örneklerin hazırlandığı Fleck ve ark.'nın (2007), çalışmalarında konvansiyonel akrillerde 690 W 6 dk ve 345 W 6 dk parametreleri ile 7 gün ara vererek mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi üç kere tekrarlanmaktadır. İlk iki hafta boyunca tüm gruplarda artış görülmesine rağmen 690 W uygulanan grupta üçüncü hafta sonunda kaide adaptasyonunda belirgin değişme görülmüş fakat aynı zamanda 345 W güç uygulanan grupta belirgin farklılık görülmediği rapor edilmektedir. Sartori ve ark. (2006), kaide şeklinde konvansiyonel sıcak akrillerde yaptıkları çalışmada 690 W güç 6 dk süre ile 7 gün ara verilerek iki kere mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi uyguladıkları örnekleri, 100 ppm klorin solüsyonunda bekleyen örneklerle karşılaştırarak mikrodalga sonucu kaide adaptasyonunda kimyasal yöntemle göre bozulma olduğunu tespit etmişlerdir. Bu çalışmalar, mikrodalga ile dezenfeksiyon sonucu boyutsal değişimde olumsuz değişiklikler görülmesi yönüyle çalışmamızla benzer sonuçlar içermesine rağmen kullanılan watt ve süre değerlerinin yüksek olması yönüyle çalışmamızdan farklılık göstermektedir.

Senna ve ark. (2011), konvansiyonel ve mikrodalga ile polimerize olan akrillerde 2 saat aralıklarla mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemini 6 kez ve 36 kez tekrarlayarak, 450 W, 650 W ve 900 W farklı güç değerlerinde 3 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi yaptıklarında sonuç olarak, 450 W ve 650 W güç uygulamasında doğrusal boyut değişiminde anlamlı farklılık görülmediği ve klinik olarak güvenli olduğunu belirtmektedirler. 900 W mikrodalga ile dezenfeksiyon uygulamasının ise yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını ve boyuttaki doğrusal değişimi olumsuz yönde değiştirdiğini rapor etmektedirler. Bu çalışma, kullanılan örneklerin geometrik şekillerde hazırlanması ve üç boyutlu bir değişim yerine sadece doğrusal boyut değişimini ifade etmesi yönüyle çalışmamızdan farklılık göstermektedir.

Dyer ve Howlett (1994), konvansiyonel ve mikrodalga ile polimerize olan akrilik kaideler üzerinde 500 W güç ile 3 dk tamir amacıyla mikrodalga uyguladıkları çalışmalarında, konvansiyonel ve mikrodalga ile polimerize olan akrillerde deformasyon görüldüğünü rapor etmelerine rağmen Polyzois ve ark.'nın (1995), konvansiyonel akrillerle 500 W 3 dk ile mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminde boyutsal olarak anlamlı deformasyon görülmediği rapor edilmektedir. Bu iki çalışmanın sonuçları arasındaki farklılığın Polyzois ve ark. (1995), mikrodalga ile dezenfeksiyon

işlemini su içinde gerçekleştirmesi ve örnek boyutlarının farklı olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

650 W 3 dk ile haftada bir kere ve haftada üç kere mikrodalga ile dezenfeksiyon uygulanan Basso ve ark.'nın (2010), çalışmalarında, dört hafta sonunda örneklerde doğrusal boyutsal değişim görüldüğü fakat tüm akrilik örneklerdeki değişimin % 1' in altında olduğu ve bunun klinik olarak önemsiz kabul edilebileceği vurgulanmaktadır. Bu çalışma, kullanılan örneklerin geometrik şekillerde olması ve sadece doğrusal değişimin tespit edilmesi ve tekrar sürelerinin ve sayılarının değişik olması yönüyle çalışmamızdan farklılık göstermektedir.

Altarakemah ve Soderholm, (2012), dişsiz kretleri metalden taklit ederek basit ve geometrik şekillerle kret tepeleri ve sulkusların uyumunu inceledikleri çalışmalarında kret eğimi azaldıkça ve anterosagital birleşim mesafesi değiştikçe meydana gelen deformasyonun farklı olduğunu belirtmektedirler. Benzer şekilde, Darvell ve Clark, (2000), protez ve tüm doku yüzeyi arasında uniform bir boşluk bulunduğunu ve boşluğun en dar kısmının, yüzeydeki kurvatür ve gerilim sayesinde retantif kuvvetlere katkı sağladığını rapor etmektedirler. Çalışmamızda, akrilik örneklerin su içinde bekletilmesi ile alan verilerinde anlamlı değişim görülmemesine rağmen, ağırlık verilerinde tüm yüzeylerde 25 günün sonunda T₃ ölçüm zamanında artış görülmesinin sebebinin, kret ve sulkuslar gibi eğimli yüzeylerde deformasyon derecesinin farklı olmasına bağlı olduğu düşünülmektedir.

Posterior palatal bölgede mikroskop ile ölçüm sonuçlarında grupların içinde zamana bağlı meydana gelen değişim incelendiğinde, A, B ve C noktalarında kontrol gruplarında, Eclipse haricinde sadece T₃ ölçüm zamanında anlamlı değişim bulunmuştur. Eclipse kaide örneklerinde ise sadece T₃ ölçüm zamanında B noktasında anlamlı artış gözlenmiştir (p<0,008). Deney gruplarında ise A ve C noktalarında T₂ ve T₃ ölçüm zamanlarında ve B noktasında ise T₁, T₂ ve T₃ ölçüm zamanından itibaren artış yönünde değişim görülmüştür (p<0,008).

Tipik akrillerin suyla doygunluğa ulaşmasını takip eden zaman diliminde boyutsal değişimlerin görülebileceğini savunan çalışmalarda, bu sürenin ve meydana gelen emilimin kaidenin polimer yapısı, polimerizasyon farklılıkları, difüzyon katsayısı, kaidenin kalınlığı ve bekletilme koşulları ile değişiklik gösterdiği belirtilmektedir (Gomes ve ark., 2004; Ferracane, 2006; Sideridou ve Karabela, 2011; Finoti ve ark.,

2012; Anusavice ve ark., 2013). Sideridou ve ark.'nın (2003), çalışmalarında UDMA içerikli rezinlerin su emilim oranının farklı olduğu rapor edilmektedir. Bu çalışmalar göz önünde bulundurularak, çalışmamızda mikroskop ölçümlerinin zamana bağlı değerlendirilmesinde Eclipse materyalinin farklı davranış göstermesinin sebebinin, maddenin polimer yapısı ve buna bağlı farklı difüzyon katsayısına sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Pavan ve ark. (2005), konvansiyonel yöntemle polimerize edilmiş kaide şeklindeki akriller üzerinde 604 W 10 dk ve 500 W 3 dk mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi uyguladıkları çalışmalarında, palatal posterior sınırdaki ölçüm yapmışlar ve sonuçlarında 604 W 10 dk akril adaptasyonu üzerinde belirgin değişmeye yol açarken 500 W 3 dk uygulamasında belirgin bir değişme görülmediğini rapor etmişlerdir. Bu çalışma, kullanılan mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminde kullanılan farklı güç ve süre değerlerinin posterior palatal sınırdaki farklı değişimler meydana getirebileceğini desteklemektedir.

Posterior palatal bölgede mikroskop ile ölçüm sonuçlarında, kontrol ve deney grupları karşılaştırıldığında, tüm noktalarda T₂ ve T₃ ölçüm zamanında aralanma bulunmuştur. Paladent 20 deney grubunda A ve C noktasında meydana gelen değişimin T₁ ölçüm zamanında başladığı görülmektedir (p<0,05).

Consani ve ark. (2008), kaide şeklinde konvansiyonel akrilikler üzerinde 650 W güç ve 3 dk süre ile hergün bir kez olmak üzere beş gün boyunca mikrodalga ile dezenfeksiyon işlemi uyguladıkları ve alçı model üzerinde kanin, premolar ve posterior bölge üzerinden ölçüm yaptıkları çalışmalarında, palatal bölgedeki adaptasyon bozukluğunun diğer bölgelerden farklı olduğunu rapor etmektedirler. Bu çalışma, ölçüm yapılan ana modellerin alçı olması yönüyle çalışmamızdan farklılık göstermektedir. Ayrıca bu çalışmada standart kalınlıkta akril plağı kullanılmasına rağmen çalışmamızda klinik şartları simüle etmesi amacıyla kazıma yapılmak suretiyle posterior bölgede akril kitlesinin kalınlığının artırılması yönüyle farklılık göstermektedir.

Posterior palatal bölgede mikroskop ölçüm sonuçlarında, Eclipse, Paladent 20 ve Acron MC birbirleri ile karşılaştırıldığında, hem kontrol grupları kendi aralarında hem de deney grupları kendi aralarında birbirleri ile benzer bulunmuştur (p<0,05).

Posterior palatal bölgede mikroskop ölçüm sonuçları noktalar arasında karşılaştırıldığında kontrol gruplarında sadece T₃ ölçüm zamanında B noktasında

aralanma gözlenirken ($p<0,017$), deney gruplarında T1, T2 ve T3 ölçüm zamanlarında B noktasında aralanma diğer noktalardaki ölçümlere göre anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0,017$).

Farhan ve ark. (2013), yaptıkları çalışmada, konvansiyonel akrillerin suda beklemesi ile palatal orta bölgede aralanmanın arttığını ifade etmektedirler. Damak orta hattı ve düz ön bölgeden kret tepesine yumuşak bir geçiş bölgesi olduğunu ve bu geometrik özelliğe bağlı olarak, kretlerde oluşan büzülmenin orta palatal bölgede daha fazla aralanmaya sebep olabileceğini belirtmektedirler. Miessi ve ark. (2012), 90 ve 180 gün suda bekleterek yaptıkları ölçümlerde de damak orta hattında oluşan aralanmanın, diğer bölgelerden fazla olduğunu bildirmektedirler. Bu çalışmaların sonuçları, çalışmamızda elde ettiğimiz bulgularla paralellik göstermektedir. Palatal plak üzerinde oluşan genel deformasyonları inceleyen çalışmalarda, ön bölgeden arka bölgeye doğru gidildikçe adaptasyonun bozulduğu ifade edilmektedir (Lee ve ark., 2010; Sakaguchi ve Powers, 2012). Çalışmamızın sonuçları, bu çalışmaların sonuçlarını destekler niteliktedir.

Test edilen akrilik kaide materyali çeşidinin sınırlı olması, yapay dişleri içeren kaidelerin kullanılmaması ve ağız içi koşulların taklit edilmemesi çalışmamızın sınırlarını oluşturmaktadır.

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin üç farklı akrilik kaide materyalinin boyutsal doğruluğu üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmamızın sınırları dahilinde, mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin tekrarlayan uygulamaları sonucunda protez kaide materyallerinin boyutsal doğruluğunun etkileneceği şeklinde kurulmuş olan hipotezimiz, elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda kabul edilmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tekrarlayan mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin farklı protez kaide materyallerinin boyutsal doğruluğu üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmamızın sınırları içinde ulaşılan sonuçlar aşağıdaki şekilde sıralanabilir:

1. Tüm ölçüm zamanlarında her üç akrilik kaide materyaline ait kontrol grupları arasında boyutsal değişim açısından fark bulunmamakla birlikte kontrol gruplarında T₃ ölçüm zamanında boyutsal değişimin başladığı görüldü.

2. Mikrodalga ile dezenfeksiyon işleminin uygulama sayısının artmasıyla birlikte bütün deney gruplarında boyutsal deformasyonun meydana geldiği görüldü. Alan açısından incelendiğinde, en fazla boyutsal değişim Paladent 20 grubunda gözlemlendi.

3. Ağırlık açısından incelendiğinde, Paladent 20 grubundaki değişim T₁ ölçüm zamanından itibaren başladı. En fazla değişim T₃ ölçüm zamanında Eclipse grubunda görüldü.

4. Posterior palatal uyum açısından bakıldığında ise üç akrilik kaide materyaline ait deney gruplarında her üç noktada T₂ ve T₃ ölçüm zamanlarında kontrol gruplarına göre anlamlı fark görüldü. En fazla aralanma tüm gruplarda B noktasında gerçekleşti.

5. Sonuç olarak mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi, çalışmamızda kullanılan akrilik kaide materyallerinde boyutsal değişime yol açması nedeniyle, bu materyallerin dezenfeksiyonu için çok sık tekrarlanmamalı ve diğer dezenfeksiyon yöntemlerini destekleyici olarak sınırlı oranda kullanılmalıdır.

KAYNAKLAR

- Abby A, Kumar R, Shibu J, Chakravarthy R. Comparison of the linear dimensional accuracy of denture base cured by the conventional method and by the new press technique. *Indian J Dent Res.* 2011;22(2):200-204.
- Al-Dwairi ZN, Al-Quran FA, Al-Omari OY. The effect of antifungal agents on surface properties of poly(methyl methacrylate) and its relation to adherence of *Candida albicans*. *J Prosthodont Res.* 2012;56:272-280.
- Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI. Hardness, flexural strength and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *Journal of Prosthodont.* 2008;17:545-549.
- AlTarakemah Y, Soderholm KJ. How some ridge shapes affect the fit of denture bases. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.* 2012;20(4):184-190.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips' Science of Dental Materials.* Edition 12, USA, Elsevier. 2013;92-97.
- Armesto J, Lubowiecka I, Ordonez C, Rial FI. FEM modeling of structures based on close range digital photogrammetry. *Aut Const.* 2009;18:559-569.
- Arnold AMD, Vargas MA, Shaul KL, Laffoon JE, Qian F. Flexural and fatigue strengths of denture base resins. *J Prosthet Dent.* 2008;100:47-51.
- Arora S, Khindaria SK, Garg S, Mittal S. Comparative evaluation of linear dimensional changes of four commercially available heat cure acrylic resins. *Contemp Clin Dent.* 2011;2(3):182-187.
- Asad T, Watkinson A, Huggett R. The effect of disinfection procedures on flexural properties of denture base acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1992;68:191-5.
- Atay A, Tukay A, Günay Y, Akyıl MŞ, Akova T, Oruç S. Tam protez hastalarında protez temizlik düzeylerini etkileyen faktörlerin değerlendirilmesi. *Atatürk Üni. Diş Hek. Fak. Derg.* 2008;18(1):8-13.
- Azzarri MJ, Cortizo MS, Alessandrini JL. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *J Dent.* 2003;31:463-468.
- Baran İ, Ergün G, Semiz M. Socio-demographic and economic factors affecting the acceptance of removal dentures. *Eur J Dent.* 2007;2:104-110.
- Basso MFM, Giampaolo ET, Machado L, Pavarina AL, Vergani CE. Evaluation of the occlusion vertical dimension of complete dentures after microwave disinfection. *Gerodontology.* 2012;29:e815-e821.

- Basso MFM, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Campagnoni MA. Influence of microwave disinfection on the linear dimensional stability of complete dentures: a clinical study. *Int J Prosthodont*. 2010;23:318-320.
- Bayındır F, Akyıl Ş, Kavrut R. Farklı zaman aralıklarında suda bekletmenin protez kaide materyallerinin transvers bükülme ve transvers dayanıklılık özellikleri üzerindeki etkisinin incelenmesi. *Hacettepe Med J*. 2005;29(2):16-23.
- Baysan A, Whiley R, Wright PS. Use of microwave energy to disinfect of a long-term soft lining material contaminated with *Candida albicans* or *Staphylococcus aureus*. *J Prosthet Dent*. 1998;79:454-458.
- Border BG, Spearman L. Microwaves in the laboratory: effective decontamination. *Clin Lab Sci*. 1999;12(3):156-160.
- Brondani MA, Samim F, Feng H. A conventional microwave oven for denture cleaning: a critical review. *Gerodontology*. 2012;29(e):6-15.
- Buergers R, Rosentritt M, Brachert SW, Behr M, Handel G, Hahnel S. Efficacy of denture disinfection methods in controlling *Candida albicans* colonization in vitro. *Acta Odontol Scand*. 2008;66:174-180.
- Campanha NH, Jorge JH, Giampaolo ET, Oliveira CSBM, NordiDovigo L, Maia DC, Pavarina AC. Cell membrane integrity of *Candida albicans* after different protocols of microwave irradiation. *Am J Infect Dis Microb*. 2013;1(3):38-45.
- Campanha NH, Pavarina AC, Brunetti IL, Vergani CE, Machado AL, Spolidorio DMP. *Candida albicans* inactivation and cell membrane integrity damage by microwave irradiation. *Mycoses*. 2007;50:140-147.
- Campanha NH, Pavarina AC, Jorge JH, Vergani E, Machado AL, Giampaolo ET. The effect of long-term disinfection procedures on hardness property of resin denture teeth. *Gerodontology*. 2012;29(2):571-576.
- Campanha NH, Pavarina AC, Vergani CE, Machado AL. Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. *J Prosth Dent*. 2005;93:483-487.
- Carlsson GE, Omar R. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *Journal of Oral Rehabil*. 2010;37:143-156.
- Carlsson GE. Facts and Fallacies: An evidence base for complete dentures. *Dent Update*. 2006;33:134-142.
- Chaves CAL, Machado AL, Vergani CE, Souza RF, Giampaolo ET. Cytotoxicity of denture base and hard chairside reline materials. A systematic review. *The J Prosth Dent*. 2012;107:114-127.

- Cherukara G, Zou L, Seymour K, Samarawickrama D. Application of metrology in dentistry. Back to the Joint Scientific Meeting of BDSR and NOF. 2007;25.
- Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. J Prosthet Dent. 1987;57(5):650-658.
- Compagnoni MC, Barbosa DB, Souza RF, Pera AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave- processed denture base resin. J Prosthet Dent. 2004;91(3):281-285.
- Consani RFX, Mesquita MF, Nobilo MAA, Henriques GEP. Influence of simulated microwave disinfection on complete denture base adaptation using different flask closure methods. J Prosthet Dent. 2007;97:173-178.
- Consani RLX, Azevedo DD, Mesquita MF, Mendes WB, Saquy PC. Effect of repeated disinfection by microwave energy on the physical and mechanical properties of denture base acrylic resins. Braz Dent J. 2009;20(2):132-137.
- Consani RLX, Iwasaki RY, Mesquita MF, Mendes WB, Consani S. Effect of repeated simulated disinfections by microwave energy on the complete denture base adaptation. The Open Dentistry Journal. 2008;2:61-66.
- Consani RLX, Vieira EB, Mesquita MF, Mendes WB, Arioli-Filho JN. Effect of microwave disinfection on physical and mechanical properties of acrylic resins. Braz Dent J. 2008;19(4):348-353.
- Crabbe A, Thompson P. Effects of microwave irradiation on the parameters of hydrogel contact lenses. Optom Vis Sci. 2001;78(8):610-615.
- Cronk S, Fraser CS. Hybrid measurement scenarios in automated close-range photogrammetry. The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences. 2008;37:745750.
- Çalikkocaoğlu S. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler). Sayı 3, İstanbul, Mor Ajans. 2000;63-104.
- Çalikkocaoğlu S. Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi. Genişletilmiş 5. Baskı, İstanbul, Quintessense Yayıncılık. 2010;19-120.
- Çelebi N, Yüzügüllü B, Canay Ş, Yücel Ü. Effect of polymerization methods on the residual monomer level of acrylic resin denture base polymers. Polym. Adv. Technol. 2008;19:201-206.
- Darvell BW, Clark RKF. The physical mechanisms of complete denture retention. Br Dent J. 2000;189:248-252.
- Dikbaş İ, Köksal T. Hareketli protezlerin temizlenmesinde ve dezenfeksiyonunda kullanılan maddeler ve yöntemler. Hacettepe Med J. 2005;29:4(A):16-27.

- Dikbaş İ. Protez Sonrası Olası İşlemler. Çalıkkocaoğlu S. Editör, Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi. Genişletilmiş 5. Baskı, İstanbul, Quintessense Yayıncılık. 2010;504-508.
- Dixon DL, Breeding LC, Faler TA. Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida Albicans*. *Journal Prosth Dent*. 1999;81:207-214.
- Diz P, Scully C, Sanz M. Dental implants in the medically compromised patient. *J Dent*. 2013;41(3):195-206.
- Doğan BÇ, Gökalp S. Tooth loss and edentulism in the Turkey elderly. *Arch Gerontol Geriatr*. 2012;(54e):162-166.
- Dovigo LN, Pavarina AC, Ribeiro DG, Oliveira JA, Vergani CE, Machado AL. Microwave disinfection of complete dentures contaminated in vitro with selected bacteria. *Journal of Prosthodontics*. 2009;18:611-617.
- Dyer RA, Howlett JA. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. *J Dent*. 1994;22(4):236-241.
- Ergün B, Altan MO. Yakın resim fotogrametrisinde endüstriyel uzman sistem uygulaması. *İtü Dergisi Mühendislik*. 2003;2(4):19-24.
- Evren BA, Uludamar A, İçeri U, Ozkan YU. The association between socioeconomic status, oral hygiene practice, denture stomatitis and oral status in elderly people living different resident homes. *Arch Gerontol Geriatr*. 2011;53:252-257.
- Farhan FA. Effect of post-pressing times on adaptation of maxillary heat cured acrylic denture base at posterior palatal seal area. *J Bagh College Dentistry*. 2013;25(1):1-4.
- Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006;22:211-222.
- Filho PN, Silva LAB, Silva RAB, Silva LL, Ferreira PDF, Ito IY. Efficacy of microwaves and chlorhexidine on the disinfection of pacifiers and toothbrushes: An in vitro study. *Pediatr Dent*. 2011;33(1):10-13.
- Finer Y, Diwan R. Materials Used in The Management of Edentulous Patients. Zarb G, Hobkirk JA, Eckert SE, Jacob RF, Editör. *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients*. 13rd Edition, China, Elsevier. 2013;133-158.
- Finoti LS, Machado AL, Chaves CAL, Pavarina SC, Vergani CE. Effect of long-term water immersion on the fracture toughness of denture base and reline resins. *The Gerodontology*. 2012;29(2):858-864.

- Fleck G, Ferneda F, Silva FD, Mota EG, Shinkai RS. Effect of two microwave disinfection protocols on adaptation of poly(methyl methacrylate) denture bases. *Minerva Stomatol.* 2007;56(3):121-127.
- Fletcher Stark ML, Chung K, Rubenstein JE, Raigrodski AJ, Mancl LA. Shear bond strength of denture teeth to heat and light-polymerized denture base resin. *Journal of Prosthodontics.* 2011;20:52-59.
- Fraser C, Cronk S, Hanley H. Close range photogrammetry in traffic incident management. *The International Archives of the Photogrammetry Remote Sensing and Spatial Information Sciences.* Beijing. 2008; 37: part B5.
- Fraser CS. Digital camera self-calibration. *ISPRS Journal of Photogrammetry&Remote Sensing.* 1997;52:149-159.
- Friedrich EG, Phillips LE. Microwave sterilization of *Candida* on underwear fabric. A preliminary report. *J Reprod Med.* 1988;33(5):421-425.
- Furtado DA, Pereira AA, Andrade AO, Junior DPB. A specialized motion capture system for real-time analysis of mandibular movements using infrared cameras. *BioMedic Engineer.* 2013;12:17.
- Galantucci LM, Percoco G, Lavecchia F. A new three-dimensional photogrammetric face scanner for the morpho-biometric 3D feature extraction applied to a massive field analysis of Italian attractive women. *Procedia.* 2013;5:259-264.
- Ganzarolli SM, Mello JN, Shinkai RS, Cury ADB. Internal adaptation and some physical properties of methacrylate-based denture base resins polymerized by different techniques. *J Biomed Mater Res. Part:B Appl Biomater.* 2007;82(B):169-173.
- Ganzarolli SM, Rached RN, Garcia RCMR, Del Bel Cury AA. Effect of cooling procedure on final denture. *J Oral Rehabil.* 2002;29:787-790.
- Garcia RCMR, Junior JAS, Rached RN, Cury AA. Effect of denture cleansers on the surface roughness and hardness of a microwave-cured acrylic resin and alloys. *J Prosthodontics.* 2004;13:173-178.
- Gautam R, Singh RD, Sharma VP, Siddhartha R, Chand P, Kumar R. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *J. Biomed. Mater. Res.* 2012;100(B):1444-1450.
- Glass RT, Leigh BG, Bullard JW, Conrad RS. Comparison of the effectiveness of several denture sanitizing systems: A clinical study. *Compend Contin. Educ. Dent.* 2001;22(12):1093-1105.

- Goiato MC, Santos DMA, Andreotti AM, Dekon SFC. Effect of thermal cycling and disinfection on microhardness of acrylic denture base. *J Med Eng Technol.* 2013;37(3):203-207.
- Goiato MC, Santos DMD, Baptista GT, Moreno A, Andreotti AM, Bannwart LC, Dekon SFC. Effect of thermal cycling and disinfection on colour stability of denture base acrylic resin. *The Gerodontology.* 2012;10.1111/j.1741-2358.2012.
- Gomes M, Broilo JR, Walber LF, Maccari PEA, Shinkai RSA. Adaptation of complete denture bases submitted to chemical polishing. *J Appl Oral Sci.* 2004;12(4):322-325.
- Guillard V, Mauricio-Iglesias M, Gontard N. Effect of novel food processing methods on packaging; structure, composition, and migration properties. *Crit Rev Food Sci Nutr.* 2010;50(10):969-988.
- Günday M, Şener ID, Yamaner G. The study of the age of becoming edentulous in the last 20 years in Turkey. *Arch Gerontol Geriatr.* 2009;49(1):172-175.
- Hamouda İM, Ahmed Sa. Effect of microwave disinfection on mechanical properties of denture base acrylic resin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010;3(7):480-487.
- Harrison Z, Johnson CW, Douglas WI. An in vitro study into the effect of a limited range of denture cleaners on the surface roughness and removal of *Candida albicans* from conventional heat-cured acrylic resin denture base material. *Journal of Oral Rehabil.* 2004;31:460-467.
- Haselden CA, Hobkirk JA, Pearsın GJ, Davies EH. A comparison between the wear resistance of three types of denture resin to three different dentrifices. *Journal of Oral Rehabil.* 1998;25:335-339.
- Hayakawa I., *Total Protezlerin Temel İlkeleri ve Pratiği.* Sayı 1, İstanbul, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 2007;37-168.
- Heng BCP, Chandler JH. Applying close range digital photogrammetry in soil erosion studies. *The Photogram Rec.* 2010;25(131):240-265.
- Hensten A, Jocebsen N. Toxic effects of dental materials. *Int Dent J* 1991;41:265-273.
- Hersek N, Canay Ş, Akça K, Çiftçi Y. Tensile strength of type IV dental stones dried in a microwave oven. *J Prosth Dent* 2002;87:499-502.
- Hiti K, Walochnik J, Faschinger C, Haller-Schober EM, Aspöck H. Microwave treatment of contact lens cases contaminated with *acanthamoeba*. *Cornea.* 2001;20(5):467-470.

- Hobkirk JA, Zarb G. The Edentulous State. Zarb G, Hobkirk JA, Eckert SE, Jacob RF, Editör. Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients. 13rd Ed. Elsevier, 2013;1-26.
- Hoffman PN, Hanley MJ. Assessment of microwave-based clinical waste decontamination unit. J Appl Bacteriol. 1994;77(6):607-612.
- Hong G, Murata H, Sadamori S, Hamada T. Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. J Prosth Dent. 2009;101:205-213.
- Hussen AM, Rejab LT, Abbood LN. The effect of microwave disinfection on the dimensional change of acrylic resins. Al-Rafidain Dent. 2008;8(1):38-43.
- Izumida FE, Ribeiro RC, Giampaolo ET, Machado AL, Pavarina AC, Vergani CE. Effect of microwave disinfection on the surface roughness of three denture base resins after tooth brushing. Gerodontology. 2011;28:277-282.
- Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: A literature review. J Prosth Dent. 2003;90:190-3.
- Jorge JH, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Carlos IZ. Cytotoxicity of denture base resins: Effect of water bath and microwave postpolymerization heat treatments. Int Prosthodont. 2004;17:340-344.
- Jorge JH, Giampaolo ET, Vergani CE, Pavarina AC, Machado AL, Carlos IZ. Effect of microwave postpolymerization treatment and of storage time in water on the cytotoxicity of denture base and relined acrylic resins. Quintessence Int. 2009;40(10):93-100.
- Kang Y, Kato S. Thermal and non-thermal germicidal effects of microwave radiation on microbial agents. J Environ Eng. 2013;76(667):793-798.
- Kansu G, Keskin Y, Mısırlıgil A. Akrilik rezin kaide materyalinin sterilizasyonunda mikrodalga enerjisinin etkisi. T Klin Dental Sei. 1999;5:19-25.
- Kansu G, Keskin Y. Farklı yöntemlerle polimerize olan kaide rezinlerinin boyutsal stabiliteyi üzerine sterilizasyon yöntemlerinin etkisi. T Klin Diş Hek Bil 1999;5:92-98.
- Karaağaçlıoğlu L, Keskin Y. Mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik rezinlerin bazı fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 1996;6(2):15-20.
- Kulak Özkan Y, Toygar N. Yaşla Birlikte Meydana Gelen Değişiklikler. Kulak Özkan Y. Editör, Tam Protezler ve İmplantüstü Hareketli Protezler. 1. Baskı, İstanbul, Vestiyer Yayın Grubu. 2012;20-80.

- Kuşlu S, Bayramoğlu M. Mikrodalga ile materyaller arasındaki termal olan ve olmayan etkileşimlerin incelenmesi ve mikrodalga kimyası. Pamukkale University J Enginee Sci. 2002;8(3):395-405.
- Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. Dent Mater 2004;20:133-141.
- Lassila LVJ, Vallittu PK. Denture base polymer Alldent Sinomer mechanical properties, water sorption and release of residual compounds. J Oral Rehabil. 2001;28:607-613.
- Lee CJ, Bok SB, Bae JY, Lee HH. Comparative adaptation accuracy of acrylic denture bases evaluated by two different methods. Dent Mater. 2010;29(4):411-417.
- Lefebvre CA, Knoernschild KL, Schuster GS. Cytotoxicity of eluates from light-polymerized denture base resins. J Prosth Dent. 1994;72:644-650.
- Li G, Gao F, Wang Z. A photogrammetry-based system for 3D surface reconstruction of prosthetics and orthotics. 33rd Annual Conference of the IEEE EMBS. Boston, Massachusetts USA, 2011; August 30- September 3.
- Lira AF, Consani RLX, Mesquita MF, Sobrinho LC, Sinhoreti MAC, Henriques GEP. Effect of flask closure method and post-pressing time on the upper denture base adaptation. Gerodontology. 2010;27(3):224-229.
- Lombardo CEL, Canevarolo SV, Reis JMSN, Machado AL, Pavarina AC, Giampaolo ET, Vergani CE. Effect of microwave irradiation and water storage on the viscoelastic properties of denture base and relined acrylic resins. J Mech Behav Biomed Mater. 2012;5:53-61.
- Lopes MC, Consani RLX, Mesquita MF, Sinhoreti MA, Consani S. Effect of monomer content in the monomer-polymer ratio on complete denture teeth displacement. Braz Dent J. 2011;22(3):238-244.
- Lung CYK, Darvell BW. Methyl methacrylate monomer-polymer equilibrium in solid polymer. Dent Mater. 2007;23:88-94.
- Lung CYK, Darvell BW. Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. Dent Mater. 2005;21:1119-1128.
- Ma T, Glen HJ, Glenn EG. Effect of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. J Prosth Dent. 1997;77:197-204.
- MacEntee MI, Walton JN. The Economics of complete dentures and implant services: a framework for analysis and preliminary outcomes. J Prosth Dent. 1998;79(1):24-30.

- Machado AL, Breeding LC, Puckett AD. Effect of microwave disinfection procedures on torsional bond strengths of two hard chairside denture base reline materials. *J Prosthodontol*. 2006;15:337-344.
- Machado AL, Breeding LC, Vergani CE, Perez LEC. Hardness and surface roughness of reline and denture base acrylic resins after repeated disinfection procedures. *J Prosth Dent*. 2009;102:115-122.
- Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE, Pavarina DSLS, Jorge JH. Weight loss and changes in surface roughness of denture base and reline materials after simulated toothbrushing in vitro. *Gerodontology*. 2012;29(12):121-127.
- Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE, Souza JF, Jorge JH. Changes in roughness of denture base and reline materials by chemical disinfection or microwave irradiation. *Surface roughness of denture base and reline materials*. *J Appl Oral Sci*. 2011;19(5):521-82.
- Machado AL, Puckett AD, Breeding LC, Wady AF, Vergani CE. Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. *The Gerodontology*. 2012;29:318-323.
- Machado C, Sanchez E, Azer SS, Uribe JM. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *J Dent*. 2007;35:930-933.
- Marquardt W, Seiss M, Hickel R, Reichl FX. Volatile methacrylates in dental practices. *J Adhes Dent* 2009;11:101-107.
- Mc Kinstry RE, Zini I. How to make microwavable denture flasks. *J Prosth Dent*. 1990;63:104-110.
- McKinstry RE. Microwave processing of permanent soft denture liners. *Compend Cont. Educ. Dent*. 1991;12(1):32-37.
- Melilli D, Curro G, Perna AM, Cassaro A. Cytotoxicity of four types of resins used for removable denture bases: in vitro comparative analysis. *Minerva Stomatol*. 2009;58(9):425-434.
- Miessi AC, Goiato MC, Santos DM, Dekon SFC, Okida RC. Influence of storage period and effect of different brands of acrylic resin on the dimensional accuracy of the maxillary denture base. *Braz Dent J*. 2008;19(3):204-208.
- Mikai M, Koike M, Fuji H. Quantitative analysis of allergenic ingredients in eluate extracted from used denture base resins. *J Oral Rehabil*. 2006;33:216-220.
- Moffa EB, Giampaolo ET, Izumida FE, Pavarina AC, Machado AL, Vergani CE. Color stability of relined dentures after chemical disinfection. A randomised clinical trial. *J Dent*. 2011;39:65-71.

- Moussa ARA, Zaki DYI, Gabry HSE, Ahmed TM. Comparative adaptation accuracy of heat cured and injection molded resin denture base materials. *J Appl Sci Res.* 2012;8(8):4691-4696.
- Mumcu E, Cilingir A, Gencil B, Sülün T. Flexural properties of a light-cure and a self-cure denture base materials compared to conventional alternatives. *J Adv Prosthodont.* 2011;3:136-9.
- Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Spolidorio DMP, Massucato EMS, Spolidorio LC, Vergani CE. Effectiveness of microwave disinfection of complete dentures on the treatment of Candida-related denture stomatitis. *J Oral Rehab.* 2008;35:836-846.
- Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Vergani CE, Giampaolo ET. Hardness of heat-polymerized acrylic reins after disinfection and long-term water immersion. *J Prosth Dent.* 2005;93:171-176.
- Nirale RM, Thombre R, Kubasad G. Comparative evaluation of sodium hypochlorite and microwave disinfection on dimensional stability of denture bases. *J Adv Prosthodont.* 2012;4:24-29.
- Normando D, Silva PL, Mendes AM. A clinical photogrammetric method to measure dental arch dimensions and mesio-distal tooth size. *Europ J Orthod.* 2011;33(6):721-726.
- O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection.* Third Edition, Canada, Quintessence Publishing. 2002;74-112.
- Oliveira VMB, Leon BLT, Cury AA, Consani S. Influence of number and position of flasks in the monomer release, Knoop hardness and porosity of a microwave-cured acrylic resin. *J Oral Rehabil.* 2003;30:1104-1108.
- Ozkan Y, Özcan M, Kulak Y, Kazazoğlu E, Arıkan A. General health, dental status and perceived dental treatment needs of an elderly population in İstanbul. *Gerodontology.* 2011;28:28-36.
- Ozkan YK, Kazazoğlu E, Arıkan A. Oral hygiene habits, denture cleanliness, presence of yeasts and stomatitis in elderly people. *J Oral Rehabil.* 2002;29:300-304.
- Özbayrak S. Tam Protezleri Etkileyen Sistemik ve Lokal Nedenlere Bağlı Mukoza Lezyonları. Çalikkocaoğlu S. Editör, *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi.* Genişletilmiş 5. Baskı, İstanbul, Quintessence Yayıncılık. 2010;89-90.
- Pasam N, Hallikerimath RB, Arora A, Gilra S. Effect of different curing temperatures on the distortion at the posterior peripheral seal: An in vitro study. *Indian J Dent Res.* 2012;23(3):301-304.

- Pavan S, Arioli-Filho JN, Dos Santos PH, Mollo FA. Effect of microwave treatments on dimensional accuracy of maxillary acrylic denture base. *Braz Dent J.* 2005;16(2):119-123.
- Peracini A, Davi LR, Ribeiro N, Souza RF, Silva HL, Paranhos HFO. Effect of denture cleansers on physical properties of heat-polymerized acrylic resin. *J Prosthodont Res.* 2010;54:78-83.
- Perçin D, Esen Ş. Güncel dezenfektanlar ve dezenfeksiyon uygulamalarındaki sorunlar. *ANKEM Derg.* 2009;23(2):89-93.
- Pfeiffer P, An N, Schmage P. Repair strength of hypoallergenic denture base materials. *J Prosth Dent.* 2008;100:292-301.
- Pfeiffer P, Rolleke C, Sherif L. Flexural strength and moduli of hypoallergenic denture base materials. *J Prosth Dent.* 2005;93:372-7.
- Pfeiffer P, Rosenbauer EU. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *J Prosth Dent.* 2004;92:72-8.
- Phoenix RD, Mansueto MA, Ackerman NA, Jones RE. Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. *J Prosthodont.* 2004;13:17-27.
- Piatti EJ, Lerma JL. Virtual Worlds for photogrammetric image based simulation and learning. *The Photogrammetric Rec.* 2013;28(141):27-42.
- Polyzois GL, Zissis AJ, Yannikakis SA. The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. *Int J Prosthodont.* 1995;8:150-154.
- Radzi Z, Kasim A, Yahya NA, Gan SN, Daud NM, Saffai L, Fadhel FA. Impact strength of an experimental polyurethane-based polymer. *Ann Dent Univ Malaya.* 2007;14:46-5.
- Rao CK, Mathur P, Pathak S, Sundaram S, Badagandi RR, Govinda KV. A novel approach of correlating optical axes of spacecraft to the RF axis of test facility using close range photogrammetry. *J Optics.* 2013;42(1):51-63.
- Regis RR, Soriani NC, Azevedo AM, Lovato CH, Paranhos HFO, Souza RF. Effects of ethanol on the surface and bulk properties of a microwave-processed PMMA denture base resin. *J Prosthodont.* 2009;18:489-495.
- Reipert S, Kotisch H, Wysoudil B, Wiche G. Rapid microwave fixation of cell monolayers preserves microtubule-associated cell structures. *J Chem.* 2008;56(7):697-709.

- Remondino F, El-Hakim S. Image based 3D modelling: A review. *The Photogra Rec.* 2006;21(115):269-291.
- Remondino F, Fraser C. Digital Camera Calibration Methods: Considerations and comparisons. *ISPRS Commission V Symposium 'Image Engineering and Vision Metrology' Volume XXXVI, Part 5, 25-27 Eylül 2006,Dresden.*
- Ribeiro DG, Pavarina AC, Dovigo LN, Spolidorio DMP, Giampaolo ET, Vergani CE. Denture disinfection by microwave irradiation: A randomized clinical study. *J Dent.* 2009;37(3):662-672.
- Ribeiro DG, Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE. Flexural strength and hardness of relined and denture base acrylic resins after different exposure times of microwave disinfection. *Quintessence Int.* 2008;39:833-840.
- Rimple, Gupta A, Kamra M. An evaluation of the effect of water sorption on dimensional stability of the acrylic resin denture bases. *J Contemp Dent.* 2011;2(5):43-48.
- Rohlin M, Nilner K, Davidson T, Gynther G, Hultin M, Jernt T, Lekholm U, Nordenram G, Norlund A, Grönberg S, Traneus S. Treatment of adult patients with edentulous arches: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2012;25:553-567.
- Rohrer MD, Bulard RA. Microwave sterilization. *J Am Dent Assoc.* 1985;110(2):194-198.
- Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The J Prosth Dent.* 2002;87:364-79.
- Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials.* 13th Edition, United States, Elsevier. 2012; 9-150.
- Sanita PV, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Machado M. Growth of *Candida* species on complete dentures: effect of microwave disinfection. *Mycoses.* 2008;52:154-160.
- Sanita PV, Machado AL, Pavarina AC, Massucato EMS, Colombo ALC, Vergani CEV. Microwave denture disinfection versus nystatin in treating patients with well-controlled type 2 diabetes and denture stomatitis: a randomized clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2012;25(3):232-244.
- Saraç D, Saraç YS, Kurt M, Yüzbaşıoğlu E. The effectiveness of denture cleansers on soft denture liners colored by food colorant solutions. *J Prosthodont.* 2007;16(3):185-191.
- Sartori EA, Schmidt CB, Mota EG, Hirakata LM, Shinkai RS. Cumulative effect of disinfection procedures on microhardness and tridimensional stability of a

- oly(methyl methacrylate) denture base resin. *J Biomed Mater Res.* 2008;86(2):360-364.
- Sartori EF, Schmidt CB, Walber LF, Shinkai RSA. Effect of microwave disinfection on denture base adaptation and resin surface roughness. *Braz Dent J.* 2006;17(3):195-200.
- Segundo ALM, Pisani MX, Paranhos HFO, Souza RF, Silva-Lovato CH. Effect of denture cleansers on hardness, roughness and tensile bond strength of denture liners. *Brazil J Oral Sci.* 2008;26(2):1596-1601.
- Senna PM, Silva WJD, Faot F, Cury AADB. Microwave disinfection: Cumulative effect of different power levels on physical properties of denture base resins. *J Prosthodont.* 2011;20:606-612.
- Senna PM, Sotto-Marior BS, Silva WJ, Cury AADB. Adding denture cleanser to microwave disinfection regimen to reduce the irradiation time and the exposure of dentures to high temperatures. *Gerodontology.* 2013;31(1):26-31.
- Seo RS, Vergani CE, Pavarina AC, Compagnoni MC, Machado AL. Influence of microwave disinfection on the dimensional stability of intact on the relined acrylic resin denture bases. *J Prosth Dent.* 2007;98:216-223.
- Sesma N, Gil C, Kolikauskas WA, Silva RA, Pannuti CM. Temperature of denture base resin under different protocols of microwave irradiation. *Braz Dent J.* 2011;22(5):388-391.
- Shankar T, Gowd S, Ahmed ST, Vinod V, Goud MV, Rao NV. A comparative evaluation of the dimensional accuracy of heat polymerized acrylic resin denture base clamped by the conventional method and by new-press technique and cured by long curing cycle: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2012;13(6):842-849.
- Shay K. Denture hygiene: a review and update. *J. Contemp Dent Pract.* 2000;15(2):28-41.
- Sheridan PJ, oka S, Ewoldsen NO, Lefebvre CA, Lavin MT. Cytotoxicity of denture base resins. *Int J Prosthodont.* 1997;10:73-77.
- Shigeta Y, Hirabayashi R, Ikawa T, MscOH TK, Ando E, Hirai S, Fukushima S, Ogawa T. Application of photogrammetry for analysing of occlusal contacts. *J Prosthodont Res.* 2013;57:122-128.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimetacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003;24:655-665.

- Sideridou ID, Karabela MM. Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimethacrylate resins. *Dent Mater.* 2011;27:1003-1010.
- Silva DC. Evolution of Photogrammetry in Brazil. *Revista Brasileira de Cartografia.* 2012;64(6):749-765.
- Silva M, Consani R, Sardi J, Mesquita M, Macedo AP, Takahashi J. Microwave irradiation as an alternative method for disinfection of denture base acrylic resins. *Minerva Stomatol.* 2013;62(1-2):23-29.
- Silva MM, Mima EGO, Colombo AI, Sanita PV, Jorge JH, Massucato MS, Vergani CE. Comparison of denture microwave disinfection and conventional antifungal therapy in the treatment of denture stomatitis: a randomized clinical study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol.* 2012;114:469-479.
- Silva MM, Vergani CE, Giampaolo ET, Neppelenbroek KH, Spolidorio DMP, Machado AL. Effectiveness of microwave irradiation on the disinfection of complete dentures. *Int J Prosthodont.* 2006;19:288-293.
- Spasojevic P, Borivoj Adnadevic B, Velickovic S, Jovanovic J. Influence of microwave heating on the polymerization kinetics and application properties of PMMA dental materials. *J Appl Polym Sci.* 2011;119(6):3598-3606.
- Takahashi Y, Hamanaka I, Shimizu H. Flexural properties of denture base resins subjected to long-term water immersion. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(3-4):716-720.
- Takahashi Y, Yoshida K, Shimizu H. Fracture resistance of maxillary complete dentures subjected to long-term water immersion. *Gerodontology Socie.* 2012;10:1111.
- Temiz MS, Dogan S. Dijital görüntülerin rektifikasyonu: Sensör modelleri, geometrik görüntü dönüşümleri ve yeniden örnekleme TMMOB Harita ve Kadastro Mühendisleri Odası 10. Türkiye Bilimsel ve Teknik Kurultayı 28 Mart-1 Nisan 2005, Ankara.
- Temiz MS, Külür S. Rectification of digital close range images: sensor models, geometric image transformations and resampling. *The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences.* Vol. XXXVII Part B(5). Beijing, 2008.
- Thomas CJ, Webb BC. Microwaving of acrylic resin dentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995;3:179-182.
- Truong VT, Thomasz FGV. Comparison of denture acrylic resins cured by water and microwave energy. *Austral Dent J.* 1988;33(3):201-4.

- Tsuchiya H, Hoshino Y, Tajima K, Takagi N. Leaching and cytotoxicity of formaldehyde and methyl methacrylate from acrylic resin denture base materials. *J Prosth Dent.* 1994;71:618-24.
- Tuna SH, Keyf F, Gumus HÖ, Uzun C. The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. *Eur J Dent.* 2008;2:191-197.
- Urban VM, Machado AL, Oliveira RV, Vergani CE, Pavarina AC, Cass QB. Residual monomer of reline acrylic resins effect of water bath and microwave post-polymerization treatments. *Dent Mater.* 2007;23:363-368.
- Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(1):588-593.
- Venus H, Boening K, Peroz I. The effect of processing methods and acrylic resins on the accuracy of maxillary dentures and toothless denture bases: an in vitro study. *Quintessence Int.* 2011;42:669-677.
- Wady AF, Machado AL, Vergani CE, Pavarina AC, Glampaolo ET. Impact strength of denture base and reline acrylic resins subjected to long-term water immersion. *Braz Dent J* 2011;22(1):56-61.
- Watanabe K, Kakita Y, Kashige N, Miake F, Tsukiji T. Effect of ionic strength on the inactivation of micro-organisms by microwave irradiation. *Appl Microb.* 2000;31:52-56.
- Webb BC, Thomas CJ, Harty DWS, Willco MDP. Effectiveness of two methods of denture sterilization. *J Oral Rehabil.* 1998;25:416-423.
- Webb BC, Thomas CJ, Whittle T. A 2-year study of Candida-associated denture stomatitis treatment in aged care subjects. *Gerodontology* 2005;22:168-176.
- Woo I, Rhee I, Park H. Differential damage in bacterial cells by microwave radiation on the basis of cell wall structure. *Appl Environ Microb.* 2000;66(5):2243-2247.
- Yavuzylmaz H, Ulusoy MM, Kedici S, Kansu G. *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. 1. Baskı, Ankara, Özyurt Matbaacılık. 2003;92.
- Zarb G, Hobkirk JA, Eckert SE, Jacob RF. *Prosthetic Treatment for Edentulous Patients*. Thirteenth Edition, China, Elsevier. 2013; 50-100.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Arzu ARMAĞANCI

Doğum Yeri: Çankırı, Türkiye

Doğum Tarihi: 18.02.1983

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller:

İngilizce , Almanca

Eğitim Durumu:

Karatekin İlköğretim Okulu, 1989- 1994

Çankırı Anadolu Lisesi, 1994- 1998

Çankırı Fen Lisesi, 1998- 2001

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2002- 2007

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2008- 2013

Çalıştığı Kurumlar:

Özel Saray Polikliniği, Ankara 2007- 2008

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Samsun 2008-2013

Terme Devlet Hastanesi, Samsun 2013

İletişim Bilgileri:

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kurupelit, Samsun, Türkiye

Telefon: 0507-9700690

E-posta: arzuarmaganci@gmail.com

