

T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A. D.

**PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNDE FARKLI POLİSAJ  
YÖNTEMLERİNİN MİKROSERTLİK VE BAKTERİYEL  
KOLONİZASYON ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

Deniz KÖKÇÜ

Samsun  
Ekim 2007

T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A. D.

**PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNDE FARKLI POLİSAJ  
YÖNTEMLERİNİN MİKROSERTLİK VE BAKTERİYEL  
KOLONİZASYON ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

Deniz KÖKÇÜ

Danışman : Yrd. Doç. Dr. Murat YENİSEY

Samsun  
Ekim 2007

## TEŞEKKÜR

Çalışmam ve doktora eğitimim süresince bana destek olan tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat YENİSEY'e,

Katkısından dolayı tez izleme komitemde yer alan Sayın Doç. Dr. Ahmet Umut GÜLER'e,

Çalışmamın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Yüksel BEK'e,

Tezimin mikrobiyolojik çalışmalarını yürütmemde bana destek sağlayan Veteriner Fakóltesi Araştırma Görevlisi Sayın Gökhan İNAT'a,

Tezimin laboratuvar aşamalarındaki teknik yardımlarından ve sağladıkları imkânlardan dolayı fakóltemiz protez laboratuvarı teknisyeni Sayın Osman Gürsoy'a, Güney Diş grubundan Sayın Stephan FIORILLO ve ekibine,

Maddi desteklerinden dolayı Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'na,

Başta Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Doç. Dr. şinasi SARAÇ olmak üzere, doktora eğitimime katkıda bulunan hocalarım Sayın Doç.Dr. Gözlem CEYLAN'a, Sayın Doç. Dr. Duygu SARAÇ'a ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat KURT'a,

Anabilim dalımızdaki tüm asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde en büyük emeğin sahibi olan sevgili aileme,

***Çok Teşekkür Ederim...***

## ÖZET

### PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNDE FARKLI POLİSAJ YÖNTEMLERİNİN MİKRO SERTLİK VE BAKTERİYEL KOLONİZASYON ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Deniz Kökçü, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, Kasım 2007

Çalışmamızın amacı; kimyasal yapıları ve polimerizasyon yöntemleri farklı olan protez kaide materyallerine uygulanan çeşitli polisaj işlemlerinin kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğü, mikro sertliği ve bakteriyel kolonizasyonu üzerine etkilerini incelemektir.

Bu amaçla; ısıyla (Lucitone199, Paladon 65, SR Ivocap Plus), ışıkla (Versyo.comHD) ve mikrodalga (Acron MC) ile polimerize olan protez kaide materyallerinden 40' ar adet örnek hazırlanmıştır. Tüm örnek yüzeyleri 600, 1000 ve 1200 grid' lik silikon karbid zımparalarla zımparalanmıştır. Her bir protez kaide materyaline ait örnekler farklı polisaj yöntemlerinin uygulandığı 4 alt gruba ayrılmıştır (n=10). Kontrol amaçlı olarak bir gruba mekanik polisaj (M), diğer üç gruba ışıkla polimerize olan glaze likitleriyle [Palaseal (PA), Plaquit (PL), Lightplast-Lack (L)] kimyasal polisaj uygulanmıştır. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde profilometre cihazı kullanılmıştır. Başlangıç ve bakteriyel kolonizasyondan bir ay sonra mikro sertlik ölçümleri Knoop sertliği (HK) cinsinden mikro sertlik ölçüm cihazı ile yapılmıştır. Bir gün ve bir ay sonrasındaki bakteriyel kolonizasyonu değerlendirmek için kültürel sayım yöntemlerinden koloni sayım yöntemi kullanılmıştır. Tüm bu ölçümlerden elde edilen veriler parametrik çift yönlü varyans analizi kullanılarak değerlendirilmiş ve ortalamaların çoklu karşılaştırılmasında Tukey HSD testi kullanılmıştır (p=0.05). İki mikro sertlik ölçümü ile iki bakteriyel kolonizasyon ölçümünden elde edilen veriler bağımlı iki grup karşılaştırması testi ile karşılaştırılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü, mikro sertlik ve bakteriyel kolonizasyon arasındaki etkileşim Pearson sıra korelasyon testi ile incelenmiştir. Aralarındaki ilişkinin tespiti için regresyon analizi yapılmıştır.

Polisaj yöntemleri karşılaştırıldığında en düşük ortalama yüzey pürüzlülük (Ra) değerleri PL ve L gruplarında elde edilmiştir. Her iki mikro sertlik ölçümü sonucunda da tüm akrilik grupları için en yüksek HK değeri L grubunda elde edilmiştir. Her iki



bakteriyel kolonizasyon ölçümü sonucunda L ile diğer gruplara göre daha düşük kolonizasyon değerleri elde edilmiştir. Genel olarak akrilikler karşılaştırıldığında her iki mikro sertlik ölçümü sonucunda da Acron MC ile en yüksek mikro sertlik değeri elde edilmiştir.

Çalışmamızın sonucunda ışıkla aktive olan glaze likitlerinin genel olarak mekanik polisaja göre daha iyi sonuçlar verdikleri görülmüştür. Lightplast-Lack'in yüzey pürüzlülüğünü azaltması, mikro sertliği artırması ve kolonizasyonu azaltması bakımından diğer polisaj yöntemlerine alternatif olarak kullanılabilceği tespit edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan tüm polisaj yöntemlerinin düzgün yüzeyler elde etmedeki etkinliği yeterli bulunmakla birlikte, Lightplast-Lack uygulama kolaylığı, işlem süresinin kısalığı, daha düzgün ve sert yüzeyler elde edilmesi ve diğer avantajları göz önünde bulundurulduğunda diğer polisaj yöntemlerine alternatif olarak tercih edilebilir. Ancak bu materyallerle ilgili daha ileri çalışmalara ihtiyaç olduğu düşünülmektedir.

## **ABSTRACT**

### **THE EVALUATION OF THE EFFECTS OF DIFFERENT POLISHING TECHNIQUES ON THE MICROHARDNESS AND BACTERIAL COLONIZATION OF DENTURE BASE MATERIALS**

**Deniz K k ci, Ph.D. Thesis**

**Ondokuz Mayıs University, Samsun, November 2007**

The aim of this study was to evaluate the effects of different polishing techniques on the surface roughness, microhardness and bacterial colonization of denture base materials which have different chemical structure and polymerization techniques.

For this purpose 40 specimens were prepared for each of heat curing (Lucitone199, Paladon 65, SR Ivocap Plus), light curing (Versyo.comHD) and microwave curing (Acron MC) denture base materials. All specimens were wet-grounded with 600, 1000 and 1200- grit silicone carbide abrasive papers. The prepared specimens were divided into 4 groups (n=10) for different polishing procedures. One of these groups were mechanically polished (M) as control and the other three groups were chemically polished with photo-activating glazes [Palaseal (PA), Plaquit (PL), Lightplast-Lack (L)]. A profilometer was used to evaluate the surface roughness. The microhardness evaluations as Knoop hardness (HK) at the beginning and after one month were made by a microhardness tester. Bacterial colonization after one day and one month were evaluated by colony counting technique. The outcoming data were statistically analyzed with parametric two-way analysis of variance and the mean values were compared by the Tukey HSD test ( $\alpha=0.05$ ). The relationship between surface roughness, microhardness and bacterial colonization were evaluated by Pearson rank correlation test. To determine the relationship between them regression analysis were used.

When the polishing techniques were compared, the smallest Ra values were achieved for PL and L. In both of the two microhardness evaluations for all acrylic groups, the highest HK value was obtained with L. In both of the bacterial colonization evaluations lower colonization values were obtained in L than the other groups. When acrylics were compared higher HK values were obtained in Acron MC groups.

As a result, it was seen that the photo activated glazes exhibited better results than the mechanical polishing generally. Lightplast-Lack could be used as an alternative to the other polishing techniques because of the decrease in surface roughness, increase in microhardness and decrease in bacterial colonization. Efficacy of polishing techniques which were used in our study on creating smooth surfaces were observed sufficient, however, Lightplast-Lack were considered as an alternative of other polishing techniques because of its being easy to use, time saving, creating smoother and harder surfaces and the other advantages. Also, it was considered that further studies should be made with these materials.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

bar	Basınç birimi
°	Derece
°C	Derece Santigrat
dk	Dakika
g	Gram
gf	Gram kuvvet
HK	Knoop sertliği
MMA	Metil metakrilat
mm	Milimetre
ml	Mililitre
mN	Milnewton
µm	Mikrometre
µ	Mikron
nm	Nanometre
N	Newton
Ra	Ortalama yüzey pürüzlülüğü
PMMA	Polimetil metakrilat
sn	Saniye
cm	Santimetre
cc	Santimetreküp
NaCl	Sodyum klorür
SEM	Tarama elektron mikroskobu (Scanning electron microscope)
W	Watt
%	Yüzde

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
İNGİLİZCE ÖZET.....	vi
SİMGE VE KISALTMALAR.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Protez Kaide Materyallerinin Tarihsel Gelişimleri.....	3
2.2. Polimerler ve Polimerizasyon.....	4
2.3. Polimerin Uzaysal yapısı ve Sınıflandırması.....	4
2.4. Polimerizasyon Tipleri .....	5
2.4.1. Katılma Polimerizasyonu.....	5
2.4.2. Kondansasyon Polimerizasyonu.....	6
2.5. Akrilik Kaide Materyallerini fiziksel Şekil ve Bileşimi .....	7
2.5.1. Toz (polimer) .....	7
2.5.2. Likit (monomer).....	8
2.6. Protez Kaide Materyallerinde Aranılan Özellikler .....	8
2.7. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırması .....	10
2.7.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler.....	12
2.7.1.1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler.....	12
2.7.1.2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler.....	13
2.7.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler.....	14
2.7.2.1. Konvansiyonel kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler.....	14
2.7.2.2. Kimyasal olarak polimerize olan akışkan akrilik rezinler.....	15
2.7.2.3. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler.....	16
2.7.3. Görünür Işık ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler .....	16

2.7.4. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler .....	17
2.8. Protez Kaide Rezinlerinin Bazı Özellikleri .....	19
2.8.1. Yüzey Pürüzlülüğü.....	19
2.8.2. Yüzey Sertliği .....	20
2.8.3. Su Emilimi.....	21
2.8.4. Asitlere, bazlara ve organik eriticilere karşı dayanıklılığı.....	22
2.9. Protez Kaidelerinin Tesviye ve Polisajı .....	22
2.9.1. Tesviye .....	23
2.9.2. Polisaj.....	23
2.9.2.1 Mekanik Polisaj.....	23
2.9.2.2. Kimyasal Polisaj.....	24
2.10. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri .....	26
2.11. Bakteriyel Kolonizasyon .....	26
<b>3. MATERYAL VE METOD.....</b>	<b>29</b>
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	29
3.1.1. Paladon 65.....	31
3.1.2. SR Ivocap Plus.....	32
3.1.3. Versyo.comHD .....	32
3.1.4. Lucitone 199.....	33
3.1.5. Acron MC.....	34
3.1.6. Palasael .....	34
3.1.7. Plaquit .....	35
3.1.8. Lightplast-Lack .....	36
3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması.....	36
3.2.1. Lucitone 199 Grubundaki Örneklerin Hazırlanması.....	36
3.2.2. Paladon 65 Grubundaki Örneklerin Hazırlanması.....	37
3.2.3. Acron MC Grubundaki Örneklerin Hazırlanması.....	38
3.2.4. Versyo.comHD Grubundaki Örneklerin Hazırlanması .....	39
3.2.5. SR Ivocap Plus Grubundaki Örneklerin Hazırlanması .....	39
3.3. Deney Grupları ve Yüzey İşlemleri.....	42
3.3.1. Deney Grupları.....	42
3.3.2. Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması .....	43

3.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi.....	44
3.5. Mikro Sertlik Ölçümü.....	45
3.6. Bakteriyel Kolonizasyon Ölçümü.....	46
3.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	48
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>49</b>
4.1. Grupların Yüzey Pürüzlülükleri Açısından Değerlendirilmesi.....	49
4.1.1. Lucitone 199 İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi .....	53
4.1.2. Paladon 65 İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi .....	53
4.1.3. Versyo.comHD İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi .....	54
4.1.4. SR Ivocap Plus İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi .....	54
4.1.5. Acron MC İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi.....	55
4.2. Grupların Yüzey Mikro Sertlikleri Açısından Değerlendirilmesi.....	55
4.2.1. Lucitone 199 İçin Başlangıç Yüzey Mikro Sertliği Değerlendirmesi.....	60
4.2.2. Paladon 65 İçin Başlangıç Yüzey Mikro Sertliği Değerlendirmesi.....	60
4.2.3. Versyo.comHD İçin Başlangıç Yüzey Mikro Sertliği Değerlendirmesi.....	61
4.2.4. SR Ivocap Plus İçin Başlangıç Yüzey Mikro Sertliği Değerlendirmesi.....	62
4.2.5. Acron MC İçin Başlangıç Yüzey Mikro Sertliği Değerlendirmesi.....	63
4.2.6. Lucitone 199 İçin Bir Ay Sonra Yüzey Mikro Sertliği Değerlendirmesi.....	66
4.2.7. Paladon 65 İçin Bir Ay Sonra Yüzey Mikro Sertliği Değerlendirmesi.....	66
4.2.8. Versyo.comHD İçin Bir Ay Sonra Yüzey Mikro Sertliği Değerlendirmesi.....	67
4.2.9. SR Ivocap Plus İçin Bir Ay Sonra Yüzey Mikro Sertliği Değerlendirmesi.....	68
4.2.10. Acron MC İçin Bir Ay Sonra Yüzey Mikro Sertliği Değerlendirmesi.....	68
4.3. Grupların Bakteriyel Kolonizasyon Açısından Değerlendirilmesi.....	69

4.3.1. Lucitone 199 İçin Bir Gün Sonra Bakteriyel Kolonizasyon	
Değerlendirmesi.....	75
4.3.2. Paladon 65 İçin Bir Gün Sonra Bakteriyel Kolonizasyon	
Değerlendirmesi.....	75
4.3.3. Versyo.comHD İçin Bir Gün Sonra Bakteriyel Kolonizasyon	
Değerlendirmesi.....	76
4.3.4. SR Ivocap Plus İçin Bir Gün Sonra Bakteriyel Kolonizasyon	
Değerlendirmesi.....	76
4.3.5. Acron MC İçin Bir Gün Sonra Bakteriyel Kolonizasyon	
Değerlendirmesi.....	77
4.3.6. Lucitone 199 İçin Bir Ay Sonra Bakteriyel Kolonizasyon	
Değerlendirmesi.....	80
4.3.7. Paladon 65 İçin Bir Ay Sonra Bakteriyel Kolonizasyon	
Değerlendirmesi.....	80
4.3.8. Versyo.comHD İçin Bir Ay Sonra Bakteriyel Kolonizasyon	
Değerlendirmesi.....	81
4.3.9. SR Ivocap Plus İçin Bir Ay Sonra Bakteriyel Kolonizasyon	
Değerlendirmesi.....	81
4.3.10. Acron MC İçin Bir Ay Sonra Bakteriyel Kolonizasyon	
Değerlendirmesi.....	82
4.4. Grupların Yüzey Pürüzlülüğü, Mikro Sertlik ve Bakteriyel Kolonizasyonları	
Arasındaki İlişkinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi.....	83
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>85</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>96</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>97</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>104</b>



## 1. GİRİŞ

Akrilik rezinler yüksek molekül ağırlıklı polimerlerden oluşmuş kompleks yapılardır (Çalikkocaoğlu, 1998). Yüksek biyo uyumlulukları, estetik kaliteleri, laboratuvar işlemlerinin kolaylığı ve pahalı olmamaları sebebiyle total veya parsiyel protezlerde kaide materyali olarak popüler hale gelmişlerdir (Kagermeier-Callaway ve ark., 2000).

Total ve parsiyel protez uygulamalarında materyalin biyo uyumluluğunun yanı sıra çevre dokuları tahriş etmemesi, mikroorganizmalara barınma ortamı yaratmaması, hastada yabancı cisim etkisi oluşturmaması ve iyi bir estetik görünüm önemli ölçütlerdir. Bu ise materyalin doğru seçilmesi ve bu materyale uygun bitirme ve polisaj işlemlerinin yapılması ile başarılabilir (Ulusoy ve ark., 1986).

Günümüzde ısı ile, kendi kendine, mikrodalga enerjisi ile, görünür ışıkla olmak üzere farklı şekillerde polimerize olan akrilik rezinler bulunmaktadır (Anusavice, 1996; Ulusoy ve Aydın, 2003).

Protez yapımında kullanılan materyallerin yüzey özelliklerinden pürüzlülük ve mikro sertlik, plak birikimi ve renklenmeyi etkiledikleri için klinik öneme sahiptir (Quirynen ve ark., 1990; Waters ve ark., 1997; Zissis ve ark., 2000).

Yüzey pürüzlülüğü, protezle temas halinde olan ağız içi dokuların sağlığını doğrudan etkileyen önemli bir özelliktir. Yapılan çalışmalarda pürüzlü yüzeylerde mikroorganizma tutunumunun pürüzsüz yüzeylere göre daha fazla olduğu; ayrıca pürüzlü yüzeylerin, mikroorganizmaların ağız içi hijyen yöntemleri ile uzaklaştırılmasını zorlaştıran korunaklı bir ortam oluşturdukları belirtilmektedir (Quirynen ve Bollen, 1995; Verran ve ark., 1997; Radford ve ark., 1998; Taylor ve ark., 1998; Pereira ve ark., 2007). Protez stomatiti protez kullanan hastalarda sıklıkla görülen bir ağız içi lezyondur. Staphylococcus aureus (S.aureus) ağız mukozasına tutunma kapasitesi yüksek olan ve protez stomatiti gibi ağız mukozası lezyonlarına neden olan bir bakteridir (Baena-Monroy ve ark., 2005).

Fonksiyon esnasında veya temizlenirken aşınmaları da protez kaide maddelerinin olumsuz özelliklerindedir. Aşınma materyalin özelliklerine bağlı karışık bir mekanizmadır. Abrasyon tipi aşınmada yüzey sertliği önemli bir özelliktir (McCabe, 1999).

Akrilik rezinler diğer materyallere oranla yzney pürzölölüğü, polisajın etkileri, bakteriyel tutunma ve plak oluşumu açısından daha az sıklıkla incelenmişlerdir (Radford ve ark., 1999). Günümüzde daimi amaçla kullanılan farklı özellikteki akrilik rezinlerin in vitro şartlarda farklı polisaj işlemleri ile uyumluluğu, bununla ilişkili olarak bakteriyel kolonizasyon durumunun saptanması ve bakteriyel kolonizasyona maruz kalan akriliklerin mikro sertlik değeri değışimlerine yer veren araştırmaların sınırlı sayıda olduğu görölmektedir.

Bu çalışmanın amacı kimyasal yapıları ve polimerizasyon yöntemleri farklı olan protez kaide materyallerine uygulanan çeşitli polisaj işlemlerinin kaide materyalinin yzney pürzölölüğü, mikro sertliği ve bakteriyel kolonizasyonu üzerine etkilerini incelemektir.

Bu çalışmamızın hipotezi, kullanılan protez kaide materyali tipinin ve bunlara uygulanan çeşitli polisaj işlemlerinin kaide materyalinin yzney pürzölölüğü, mikro sertliği ve mikroorganizma kolonizasyonunu etkilediği şeklindedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Protez Kaide Materyallerinin Tarihsel Gelişimleri

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

1839'da Dr. Charles Goodyear doğal kauçuğu sülfürle karıştırarak 'Vulkanit' olarak adlandırılan vulkanize kauçuğu bulmuştur. 1853 yılında ilk Vulkanit protez kaidesi yapılmıştır. Kolay kalıplanıp şekillendirilebilen bir termoplastik materyal oluşu, tükürükle reaksiyona girmemesi ve çözünmemesi, uzun yıllar çiğneme kuvvetlerine dayanabilmesi gibi avantajlara sahip olmasına karşın koyu kahverengi ve opak oluşu nedeniyle estetik beklentileri karşılayamamıştır.

1869 yılında Vulkanit'e alternatif olarak daha ucuz ve daha doğal bir renge sahip olan 'sellüloid' geliştirilmiş ancak zamanla şekil değiştirmesi, kötü kokması ve renk değiştirmesi yüzünden terkedilmiştir. 1891'e kadar Vulkanit yaygın protez kaide materyali olarak kullanılmıştır (McCabe, 1999; O'Brien, 2002; Rueggeberg, 2002).

1910'dan 1950'ye kadar olan dönem 'Termoplastik dönem' olarak adlandırılabilir. Sonrasında polimer teknolojisi ilerlemiş ve çapraz bağlı polimerler bulunmuştur.

Yüzyılın ilk otuz yılında günümüzde de çeşitli alanlarda hala kullanılmakta olan yeni materyaller geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları polistiren, polivinil akrilik, poliamid ve epoksi rezindir (O'Brien, 2002; Rueggeberg, 2002).

İlk olarak 1936 yılında polimetil metakrilat (PMMA) protez kaide materyali olarak Vernonite ismiyle piyasaya sunulmuştur. 1946 yılına gelindiğinde protez kaide materyali piyasasının %95' ine PMMA akrilik rezinler hakim olmuştur. Günümüzde de en yaygın kullanılan protez kaide materyalidir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice,

1996; Deb, 1998; McCabe, 1999; Çalikkocaoğlu, 2000; John ve ark., 2001; Jagger ve ark., 2002; Rueggeberg, 2002; Keenan ve ark., 2003; Craig ve ark., 2004).

## 2.2 Polimerler ve Polimerizasyon

Polimer, çok kısımlı anlamındadır (Poli: çok, mer: kısım). Yapısal olarak monomer denilen çok sayıda tekrarlanan birimlerden meydana gelir. Bir mer, polimeri oluşturan en basit kimyasal birimdir ve aynı zamanda polimere ismini verir. Örneğin polistiren, stiren birimlerinden oluşmuş bir polimerdir. Monomer denilen bu düşük molekül ağırlıklı yapısal birimlerin, kovalent bağlarla birbirine bağlanarak yüksek molekül ağırlıklı bir bileşik olan polimeri oluşturması olayına “**polimerizasyon**” denir. Bir polimer molekülünün molekül ağırlığı, polimeri oluşturan bütün monomerlerin tek tek molekül ağırlıklarının toplamına eşittir.

Polimer molekülleri binlerce hatta milyonlarca merden meydana gelebilir. Bu merlerin hepsi aynı ya da farklı tipte olabilir. Aynı cins monomerler bir araya gelerek bir bileşik oluşturduğunda buna “homopolimer” denir. Homopolimer bir polimer olan PMMA’yı oluşturan tüm merler metil metakrilattır. Şayet iki ayrı tipte monomer birleşip bir polimer oluşturursa buna da “kopolimer” denir. Fiziksel özelliklerin olumlu yönde arttığı bu tip polimerizasyona da “**kopolimerizasyon**” adı verilmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; McCabe, 1999; Çalikkocaoğlu, 2000; O’Brien, 2002; Craig ve ark., 2004).

## 2.3 Polimerin Uzaysal Yapısı ve Sınıflandırması

Polimerlerin **doğrusal, dallara ayrılmış ve çapraz bağlantılı** olmak üzere üç temel uzaysal yapısı vardır:

*Doğrusal ve dallara ayrılmış polimerlerde;* monomerler birbirlerine zayıf ve fiziksel bağlarla bağlanırlar. Ortam ısıtıldığında bu bağlar kırılır, zincirler birbirleri üzerinde kayar hale gelir ve materyal yumuşar. Soğuma ile bağlar tekrar oluşur, eski halini alır ve sertleşme meydana gelir. Olayda kimyasal bir değişim söz konusu değildir. Bu tip polimerlere “**termoplastik polimerler**” denir. Polistiren, polivinil akrilikler, PMMA bu gruba örnek olarak verilebilirler.

*Çapraz bağlantılı polimerlerde;* ağ yapısı kovalent bağlı atomlardan oluşurken, esas bağlantılar zincirler arasındadır. Bunun sonucunda polimer tek bir dev makromolekül şeklinde ortaya çıkar. Çapraz bağlantılı polimerlerde, ısıtma sonucu zincirlerin birbiri üzerinden kayması olayı meydana gelmez. Bu yüzden ısıtmayla yumuşamazlar ve **“termoset polimerler”** olarak adlandırılırlar. Silikonlar, cis-poliisopren, bisfenol A-diakrilat ve çapraz bağlantılı PMMA bu gruba örnek olarak verilebilirler (Çalikkocaoğlu, 2000; O'Brien, 2002).

## **2.4 Polimerizasyon Tipleri**

### **2.4.1 Katılma polimerizasyonu**

Bu tip polimerizasyonda iki molekül birleşerek daha büyük bir üçüncü molekül oluşturur. Katılma polimerizasyonu, monomerle tekrar polimerize olabilecek reaktif grupların oluşması ile karakterizedir (McCabe, 1999). Başlatıcı olarak adlandırılan reaktif grup, iyonik veya serbest köklü olabilir. Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan rezinlerin büyük çoğunluğu serbest köklerin açığa çıktığı yöntemle üretilmektedirler (Anusavice, 1996; McCabe, 1999). Bu serbest köklerden biri monomer molekülü ile reaksiyona girer ve yeni bir serbest kök oluşmasını sağlar. Bu diğer bir monomer molekülüne yapışır ve zincir reaksiyon böyle devam eder. Basit bir olay olmasına rağmen kontrolü son derece güçtür. Reaksiyonlar ekzotermiktir ve büyük miktarda ısı açığa çıkar (Anusavice, 1996). Diş hekimliği polimerlerinde en sık kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir. Bu reaksiyonda herhangi bir yan ürün oluşmaz (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice 1996; McCabe, 1999).

Katılma polimerizasyonu dört aşamada gerçekleşir:

**1- Aktivasyon:** Başlatıcı ajan ısıyla, kimyasal yolla veya ışıkla aktive edilir. PMMA' da bu olay benzoil peroksidin ısı etkisiyle ayrışarak serbest kökler oluşturması ile gerçekleşir. Soğuk akriliklerde ise aynı olay muflanın kaynatılmasıyla oluşan ısı yerine dimetil-para-toluidin ya da dihidroksietil-para-toluidin gibi kimyasal maddeler etkisiyle gerçekleşir.

**2- Başlama:** Aktivasyon sonucu oluşan serbest kökün monomerle reaksiyona girmesi sonucu polimerizasyon başlar.

**3- İlerleme:** Oluşan serbest kökler tekrar monomerlerle reaksiyona girerek yeni serbest kökler oluşturur. Bu şekilde bir zincirleme reaksiyon başlar ve monomerler hızla polimere dönüşür.

**4- Bitiş:** Kitle içindeki monomer molekülleri polimere dönüşüncüye kadar bu zincirleme reaksiyon devam eder. Ancak kitle içinde bir miktar monomer daima kalır ve buna 'artık monomer' denir. Gerçekte polimerizasyon hiç bitmeyen bir süreçtir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluşturur ki, bunlar ilave reaksiyona uğramazlar (McCabe, 1999; Çalikkocaoğlu, 2000).

Hidrokinon, öjenol ve oksijen gibi bazı kimyasal maddeler polimerizasyon reaksiyonunun yavaşlamasına sebep olur. Hidrokinon serbest köklerle reaksiyona girerek üreme hızını azaltır ve metil metakrilat monomerinin erken polimerize olmasını önler. Monomerin raf ömrünü uzatmak için içine hidrokinon gibi reaksiyonu inhibe eden bir kimyasal madde katılabilir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice, 1996; Çalikkocaoğlu, 2000; O'Brien, 2002).

#### **2.4.2. Kondansasyon Polimerizasyonu**

İki molekülün reaksiyona girerek daha büyük bir üçüncü ürün oluşturduğu bir polimerizasyon tipidir. Kondansasyon reaksiyonu katılma polimerizasyonu reaksiyonundan farklıdır. Çünkü sonuçta su, alkol, amonyak ve halojen asitleri gibi küçük moleküllü yan ürünler meydana gelir. Bu yöntemde polimerizasyon işlemi kondansasyon reaksiyonları üzerinden ilerleyip polimerin molekül ağırlığı sürekli artarak polimerizasyonun sonunda çok yüksek değerlere ulaşır. İki monomer molekülü birleşerek dimer oluşur, buna bir monomer ilavesiyle trimer ve bir monomer molekülü daha ilave edilerek tetramer oluşur. Reaksiyon böyle devam ederek birbirlerine ilave edilip zincir büyütülür. Kondansasyon metodu ile polimer oluşturulması son derece yavaş bir işlem olup, moleküller dev bir boyuta ulaşınca hareketlilik ve sayılarının azalması sebebiyle yavaş yavaş işlem durur.

Diş hekimliğinde kullanılan polisülfid ve silikon ölçü maddelerinin polimerizasyonu bu tip reaksiyonla gerçekleşir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice, 1996; Çalikkocaoğlu, 2000).

## 2.5 Akrilik Kaide Materyallerinin Fiziksel Şekil ve Bileşimi

Protez kaide akrilikleri fiziksel şekil olarak genellikle toz (polimer) ve likit (monomer) halinde diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur.

Günümüzde en yaygın kullanılan protez kaide materyali; metakrilik asitin metil esteri olan metil metakrilatın polimerizasyonu ile elde edilen PMMA polimer yapılarıdır.

### 2.5.1 Toz (polimer)

Tozun büyük kısmını çapları 100 mikrona ( $\mu$ ) kadar ulaşan farklı büyüklüklerde, küresel PMMA tanecikleri oluşturmaktadır. Bu küçük şeffaf küresel tanecikler, büyük PMMA blokların ezilerek toz haline getirilmesi ile elde edilir. Mikroskopla bakıldığında inci şeklinde görülürler.

Polimerizasyon reaksiyonunun başlatılması amacıyla, çoğunlukla benzoil peroksit veya daha az kullanılan diizobütil azonitril, % 0.5- 1.5 oranında toza katılır.

Polimerin ağız içi dokulara benzer renkte olması için civa sülfid (kırmızı), demir oksit (kahverengi), karbon siyahı gibi çeşitli pigment ve boya maddeleri toza eklenirler. Bu maddeler polimer taneciklerine ya başlangıç polimerizasyonu sırasında, ya da polimerizasyondan sonra mekanik olarak katılırlar. Daha önceleri ilave edilen kadmiyum sülfid (sarı) ve kadmiyum selenit gibi bileşikler kadmiyumun toksik özelliğinden dolayı günümüzde kullanılmamaktadırlar. (Zaimoğlu ve ark., 1993; Craig ve ark., 2004; Çalikkocaoğlu, 2000).

Ayrıca ağız mukozasındaki kan damarları ve kapillerlerin doğal görünümünü taklit edebilmek amacıyla pigmentle boyanmış naylon ya da akrilik fiberler ve zirkonyum silikat gibi inorganik maddeler de toza eklenmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Deb, 1998; McCabe, 1999; Çalikkocaoğlu, 2000; Craig ve ark. 2004).

Radyoopasite özelliğinin sağlanması amacıyla çinko oksit ile titanyum oksit bileşikleri kullanılır. Bizmut tuzları da opaklık vermek amacıyla kullanılabilir. %10-15 oranında bizmut tuzu ilavesi ile elde edilen protezler biyo uyumlu olmakla birlikte; suda çözünürlüğü artmakta, protezin görünümü bozulmakta ve kullanım kalitesi azalmaktadır (Çalikkocaoğlu, 2004; Craig ve ark., 2004).

Yüksek molekül ağırlığına sahip PMMA'nın monomerde çözünürlüğünü arttırmak amacıyla; dibütil fitalat gibi plastikleştirici materyaller rezinin ağız sıvılarında

bozulmasını önlemesi için % 8-10 oranında toza veya likite ilave edilirler (Zaimoğlu ve ark., 1993).

### **2.5.2 Likit (monomer)**

Likitin temel yapısını oluşturan metil metakrilat (MMA) Şeffaf, 100.3 °C sıcaklıkta kaynayan, renksiz, kendine özgü bir kokusu olan, düşük viskoziteli ve uçucu bir sıvıdır (McCabe, 1999; Craig ve ark., 2004).

Monomer ısı, ışık ve havadaki oksijen aracılığı ile kolayca polimerize olabilmektedir. Polimerizasyona engel olmak ve raf ömrünü uzatmak amacıyla inhibitör olarak % 0.003- % 0.1 konsantrasyonda hidrokinon ilave edilmektedir.

Çapraz bağlantı ajanlarının eklenmesi protez kaidesinin küçük yüzey çatlaklarına ve çizilmelere karşı dayanıklılığını artırır. Çapraz bağlantı ajanı olarak en sık kullanılan madde, % 2- 14 oranında katılan glikol dimetakrilattır (Çalikkocaoğlu, 2000; Craig ve ark., 2004).

Aktivatör, sadece kendi kendine sertleşen ya da diğer adıyla soğuk akriliklerde bulunur. Bir organik amin ya da başka bir organik aktivatör, peroksit ile reaksiyona girerek monomerin polimerizasyonunu sağlayacak olan serbest kökleri oluşturur (McCabe, 1999; Craig ve ark., 2004).

## **2.6 Protez Kaide Materyallerinde Aranılan Özellikler**

Protez kaide materyallerinde aranılan özellikler fiziksel, mekanik, kimyasal, biyolojik olarak sınıflandırılabilir.

### **Fiziksel özellikler:**

- 1- Ağız dokularının doğal yapısını taklit edebilmelidir.
- 2- Ağız ortamında ki ısı artışları etkisi ile yumuşamamalıdır
- 3- Kullanımda Őekli, hacmi ve boyutları değişmemelidir. Boyutsal olarak sabit olmalıdır. İç gerilimlerin ağığa çıkması, devam eden polimerizasyon, su emme gibi faktörler boyutsal sabitliğinin bozulmasına neden olabilir.
- 4- Hafif olması, dolayısıyla özgül ağırlılığının düşük olması gerekir. Bu Şekilde üst protezlerde tutuculuğa etki eden yer çekimi etkisi en aza indirgenir.



5- Isıyı yeterli derecede iletebilmelidir. Hastanın sıcak ve soğuk uyarılara karşı normal tepki verebilmesi açısından önemlidir.

6- İdeal olarak radyopak olmalıdır.

7- Renk değiştirmemelidir.

#### **Mekanik özellikler:**

1- Yeterli esneme direncine sahip olmalıdır.

2- Yeterli darbe direncine sahip olmalıdır.

3- Yeterli derecede sert ve aşınmaya dirençli yüzey özellikleri göstermelidir.

4- Çiğneme kuvvetleri altında daimi deformasyon oluşmaması için yüksek elastiklik modülüne sahip olmalıdır.

#### **Kimyasal özellikler:**

1- Su emmemelidir.

2- Ağız sıvılarında çözünürlükleri az olmalıdır.

#### **Biyolojik özellikler:**

1- Polimerizasyon öncesi ve sonrası, tüm yapım aşamalarında teknisyene ve hekime zarar vermemelidir.

2- Hastada irritasyon ve toksik etki yapmamalıdır.

3- Bakteri ve mantar üremesine olanak sağlamamalıdır.

Ayrıca, ideal bir kaide materyali ucuz olmalı, raf ömrü yeterli olmalı, tamiri ve yapımı kolay olmalı, metal ve porselene tutunması iyi olmalıdır (McCabe, 1999; Çalikkocaoğlu, 2000).

### **2.7 Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması**

Diş hekimliğinde kullanılan protez kaide materyalleri için çeşitli sınıflandırmalar yapılmıştır.

Polimerlerin yapısına göre, ısı ve basınç altında şekillendirilebilme ve şekillendirildikten sonra gösterdikleri özelliklere göre, polimerizasyon yolu ve polimerizasyon tekniğine göre olmak üzere farklı sınıflandırmalar mevcuttur (Çalikkocaoğlu, 2004).

Günümüzde en sık kullanılan kaide materyali olan *akrilik rezinlerden* başka; vinil rezinleri, polisitren, epoksi rezin ve polikarbonat, poliüretan, siyanoakrilat gibi diğer bazı rezin tipleri de vardır.

•*Vinil rezinleri*; PMMA yerine bir vinil klorür, vinil asetat kopolimer kullanılan rezinlerdir. Vinil kopolimeri MMA monomeri ile doyurularak plastik bir jel haline getirilir. Oluşan bu jel muflaya konularak ısı ile polimerleştirilir, elde edilen rezin PMMA ile vinil kopolimeri rezinlerinin bir karışımıdır. Abrazyonlara karşı en dayanıklı madde vinil akriliklerdir (Çalikkocaoğlu, 2000).

•*Polisitren*; termoplastik tipte şeffaf bir rezindir. Birçok kimyasal çözücüye karşı dayanıklıdır ancak belli organik çözücülerde çözünür. Bu yüzden sınırlı olarak protez kaidesi yapımında kullanılır. Isı ile yumuşatılarak enjeksiyon yöntemi ile basınçla mufla içine gönderilir. Dokuyla uyumlu kaide plağı yapmak için ısıyla kolayca yumuşatılıp doğrudan muflaya yerleştirilen polisitren levhalar da bulunmaktadır.

•*Epoksi rezinleri*; çeşitli metal, tahta ve cama yapışma açısından kendine has özelliklere sahip termoset rezinlerdir. Protez kaide maddesi olarak çok sayıda modifiye edilmiş epoksi rezin üretilmiştir. Belli avantajları olmasına rağmen renk stabilitesi eksikliği, su emilimi ve hassasiyet gibi sorunlar giderilememiştir.

• *Polikarbonat, poliüretan, siyanoakrilat* da diğer rezin sistemleridir. Polikarbonat rezinler; protez kaide maddesi ve dolgu rezinleri olarak kullanılır. Fiziksel özellikleri PMMA rezinine benzer, çarpmalardan kaynaklanan kırılmalara daha dayanıklıdır. Ancak yüksek yumuşama sıcaklığı ve karmaşık aletler gerektirmesi sebebiyle kaide veya restorasyon materyali olarak pek kullanılmaz. Siyano akrilatlar; nem varlığında polimerize olup biyolojik olarak bozduğundan cerrahi dikişler ve periodontal kapatmalarda deneysel olarak kullanılmaktadır. Poliüretan rezinleri ise kaide maddesi olarak denenmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Polimerizasyon yolu ve tekniğine göre akrilik protez kaide materyalleri şu şekilde sınıflandırılabilir:

## **I- Isı ile polimerize olan akrilik rezinler**

1- Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler

A- Doldurucusuz akrilik rezinler

B- Güçlendirilmiş akrilik rezinler

- Metal ile güçlendirilmiş olanlar

- Lastik ile güçlendirilmiş olanlar

- Lif ile güçlendirilmiş olanlar

2- Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler

## **II- Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler**

1- Konvansiyonel akrilik rezinler

2- Akışkan akrilik rezinler

3- Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılan akrilik rezinler

## **III- Görünür ışık ile polimerize olan akrilik rezinler**

**IV- Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler** (Ulusoy ve Aydın, 2003)

### **2.7.1 Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler**

Günümüzde hemen hemen tüm protez kaidelerinin yapımında ısı ile polimerize olan akrilik rezinler kullanılmaktadır. Bu materyallerin polimerize olabilmesi için gerekli ısı enerjisi suda kaynatma yoluyla veya mikrodalga fırın kullanılarak elde edilebilir (Anusavice, 1996).

Isı ile polimerize olan rezinler genelde toz-likit formunda kullanıma sunulmuşlardır. Toz içerisinde önceden polimerize edilmiş PMMA tanecikleri ve az miktarda benzoil peroksit bulunur ve genellikle polimer olarak adlandırılır. Sıvı kısmın

içerisinde ise polimerize olmamış MMA ve az miktarda hidrokinon bulunur (Anusavice, 1996).

Bu tip rezinler iki şekilde polimerize edilebilirler:

### **2.7.1.1 Konvansiyonel Basınçla Kalıplama Tekniği Kullanılarak Isı ile Polimerize Olan Akrilik Resinler**

Günümüzde protez kaide plağı elde etmek için en sık kullanılan yöntemdir. Akrilik resin hamurunun mufla içindeki protez boşluğuna yerleştirilip preslenmesi ve sıcak suda polimerize edilmesi esasına dayanır. Bu yöntemde toz (polimer), likit (monomer) ve piriç metalinden yapılmış klasik muflalar kullanılır. Polimer- monomer oranı hacimsel olarak 3:1 dir (Ulusoy ve Aydın, 2003). Bu şekilde polimer taneciklerini ıslatmaya yetecek, fakat artık monomer kalmasına dolayısıyla da polimerizasyon büzülmesinin artmasına neden olmayacak kadar monomer kullanılmaktadır (Anusavice, 1996). Toz ve likitin homojen karışmaması durumunda protezin dayanıklılığında azalma, gözenekliliğinde artma ve renginde bozulma meydana gelir.

Polimer içindeki monomerin işlevi, muflaya yerleştirilebilecek kıvamda bir plastik kütle oluşturmaktır. Bu da polimerin monomerde kısmen erimesiyle gerçekleşir. Polimer ile monomerin fiziksel reaksiyonu sırasında ıslak kum aşaması, liflenme aşaması, hamur veya çalışma aşaması ve lastik aşaması olmak üzere dört aşama mevcuttur. Muflalama hamur aşamasında yapılıır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Sıcak su içerisinde polimerizasyon işlemi iki türlü gerçekleştirilebilir. **Hızlı kaynatma** işleminde muflalar preslendikten sonra brit ile sıkılır ve soğuk su dolu bir kap içine tamamı ile suyun içine gömülecek şekilde yerleştirilir. Isı kaynağı uygun şekilde ayarlanarak en az yarım saatte suyun kaynama derecesine gelmesi ve kaynar halde de en az yarım saat kalması sağlanır. Sonra muflalar kendi suyu içinde ya da sudan çıkartılarak soğumaya terk edilir.

**Yavaş kaynatma** işleminde ise muflalar 65°C'de su içerisinde 8 saat (Çalikkocaoğlu, 2004), ya da 7 saat 70°C'de ve ardından 3 saat 100°C'de (Çalikkocaoğlu, 2000) bırakılmak suretiyle polimerize edilir.

Isı ile polimerize olan rezinlerin avantajları; estetik uyumu, uygun camsı geçiş ısısına sahip olması, uygulanması ve yapımının kolay olması, maliyetin düşük olması, tesviye ve cilalama işlemlerinin kolay olmasıdır.

Artık monomerin duyarlılığa sebep olması, darbe dayanımının düşük olması, yorgunluk ömrünün kısa olması, bükülme dayanıklılığının düşük olması, radyolüsent olmaları ısı ile polimerize olan akriliklerin dezavantajlarıdır (O'Brien, 2002).

### **2.7.1.2 Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler**

Bu teknikte akrilik hamuru işlem boyunca devam eden 6 atmosferlik hava basıncı altında özel mufla içerisindeki protez boşluğuna enjeksiyon tekniğiyle gönderilerek ısı ile polimerize edilmektedir. Polimerizasyon süresince oluşabilecek büzülmenin büyük bir bölümü rezervuarda bulunan rezin ile karşılanarak restorasyonun boyutsal olarak stabilitesi sağlanmaktadır. En yaygın kullanılan enjeksiyon tekniğine örnek olarak SR-IVOCAP (Ivoclar) sistemi verilebilir. Polimerizasyon büzülmesinin tamamen ortadan kaldırılarak doku uyumunun mükemmel olduğu protezler yapılması prensibini esas alan bu sistemde mekanizma sürekli ve sabit basınçla ilave rezinin daima hazırda bulunması şeklindedir.

Akrilik rezin önceden dozu ayarlanmış ve özel kutusu içerisinde bulunmaktadır. Böylece hatalı dozaj söz konusu olmaz. Karışım el ile değil, vibratör aracılığıyla yapılır. Bu sayede daha homojen bir yapı elde edilir. Ayrıca materyalin kirlenmesi ve herhangi bir deri iritasyonu da önlenmiş olur (Çalikkocaoğlu, 1998).

Enjeksiyonla kalıplanan protez kaide materyallerinin diğer avantajları; boyutsal stabilitesinin iyi olması, artık monomer oranının düşük olması, çarpma direncinin yüksek olması, artan rezinin beş gün süreyle saklanıp daha sonra kullanılabilmesi, polimerizasyon işlemlerinin konvansiyonel ısı ile polimerizasyon yönteminden kısa sürmesi, pörözitenin hemen hiç görülmemesi, prova kapanışlarının yapılmaması ve protezin dokulara uyumunun iyi olmasıdır (Çalikkocaoğlu, 1998; O'Brien, 2002).

Ancak özel muflalar, yardımcı enjeksiyon ekipmanı gibi özel araçlar gerektirmesi ve dolayısıyla pahalı olması, çatlak oluşumu ve akma direncinin düşük olması dezavantajlarıdır (O'Brien, 2002; Ulusoy ve Aydın, 2003).

Protez kaide plağının darbe dayanımının yüksek olması aranılan en önemli özelliklerdendir. Akriği güçlendirmek amacıyla yapısına kauçuk ilave edilebilmektedir. Bu tip akrilikler **“high impact”** olarak tanımlanmaktadır. Bu yöntemde bütadien-stiren kauçuk kullanılır. High impact akriliklerin yüzeyleri oldukça

serttir. Bu tip protez kaide materyallerinin darbe dayanımları diğer akriliklere oranla beş kat daha fazladır. Ayrıca su emilimi de diğerlerine göre düşüktür (Craig ve ark., 2004).

Çalışmamızda kullanılan Lucitone 199 ve SR Ivocap Plus bu akriliklerdendir. Yüksek darbe dayanımı, iyi estetik görünüm sağlanabilmesi, dengeli bir translüsentlik sağlanması, ve kolay parlatılabilir olması Lucitone 199'un avantajları arasında sayılmaktadır (www.degudent.com, 2007). Kırılmalara karşı oldukça dayanıklı olması, dikey boyutta artış olmaksızın hassas doku uyumu göstermesi ve mükemmel parlatılabilirlik özelliği SR Ivocap Plus'ın avantajları arasında sayılmaktadır (www.ivoclarvivadent.com, 2007).

## **2.7.2 Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler**

### **2.7.2.1 Konvansiyonel kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler**

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler dışarıdan ısı uygulanmadan oda ısısında polimerize olabilen kaide maddeleridir. Genellikle soğuk akrilik, kendi kendine sertleşen veya otopolimerizan rezin ya da tamir akriliği olarak adlandırılırlar.

Isı ya da mikrodalga ile polimerize olan rezinlerden farkı, bu rezinlerde polimerizasyonu başlatıcı ajan olan benzoil peroksitin parçalanarak serbest radikaller oluşturması olayının, ısı yerine kimyasal bir aktivatörle sağlanmasıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Çoğu durumda, kimyasal aktivasyon monomer içerisine dimetil-para-toluidin gibi bir tersiyer amin ilavesi ile sağlanır. Sülfirik asit veya bu asidin daha stabil olan tuzları da bu amaçla kullanılmaktadır. Toz ve sıvı kısımlar karıştırıldığında tersiyer amin benzoil peroksitin çözünmesini sağlar. Böylece serbest radikaller oluşur ve polimerizasyon başlar. Polimerizasyon süreci ısı ile aktive olan sistemlerde olduğu gibi devam eder (Anusavice, 1996; Çalikkocaoğlu, 2004).

Isı ile polimerize olan rezinler ile aralarındaki temel farklılık; kimyasal olarak polimerize olan rezinlerde daha fazla artık monomer kalmasıdır. Artık monomer dokularda tahrişe neden olur. Ayrıca plastikleştirici görevi görerek rezinin transvers dayanıklılığının azalmasına neden olur.

Fiziksel açıdan kimyasal olarak polimerize olan rezinler polimerizasyonları tamamlanmamış olduğu için daha az polimerizasyon büzülmesi göstermektedirler. Bu nedenle boyutsal stabiliteleri ısı ile polimerize olan rezinlerden daha iyidir (Anusavice, 1996). %0.1 den daha az boyutsal değişim gösterirler (Craig ve ark., 2004).

Renk stabiliteleri ısı ile polimerize olan rezinlerden daha kötüdür. Bunun sebebi yapılarında oksidasyona ve eşlik eden renk değişikliklerine sebep olan tersiyer aminlerin bulunmasıdır (Anusavice, 1996).

### **2.7.2.2 Kimyasal olarak polimerize olan akışkan akrilik rezinler**

Toz ve likit kısımlarından oluşan, karıştırıldığında d şuk viskoziteye sahip, dökülebilir özellikteki kimyasal olarak polimerize olan rezinlerdir. Bu tip rezinlerin polimer tozları son derece ince ve çok düzenli taneciklere sahiptir. Yüksek sıvı/toz oranı kullanılarak çok akışkan kıvamda karıştırılırlar. Karıştırma ve dökme aşamasında gereksiz viskozite artışıını önlemek için fazla oranda yüksek molekül ağırlıklı polimer içerirler (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Bu teknikte protezin modelasyonu yapıldıktan sonra özel bir muflaya yerleştirilir. Kalıp materyali olarak alçı yerine hidrokolloid kullanılır. Hidrokolloidin jelleşmesinden sonra model ve üzerinde dişler olan kaide plağı çıkarılır. Daha sonra dişler ve ayırıcı ortam ile kaplanmış olan model muflaya yerleştirilir. Akışkan rezin mufla deliklerinden mufla içine akıtılır. Mufla rezin sertleşene kadar oda sıcaklığında basınçlı bir bölmede tutulur.

Akışkan rezin tekniğinin avantajları; daha iyi doku uyumu, dişlerde ve kaidede daha az hasar oluşması, daha az malzeme sarfı ve muflalama işlemlerinin daha basit olmasıdır.

Dezavantajları ise; hava kabarcıklarının oluşması, muflalama sırasında dişlerin kayması, akrilik rezin dişlerin kaideye iyi bağlanamaması ve işlemlerin hassasiyet gerektirmesidir (Anusavice, 1996).

### **2.7.2.3 Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler**

Oda ısısında polimerize olan bazı akışkan rezinler ise enjeksiyon tekniği ile kalıplanarak şekillendirilebilirler. Bunlar için de özel bir düzenek ve araç gerekmektedir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

### **2.7.3 Görünür Işık ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler**

Protez kaide materyali olarak görünür ışık ile polimerize olan en bilinen materyal, rulo ve plakalar şeklinde ve hamur kıvamında bulunan Triad VLC rezindir.

Bu tip rezinlerin kimyasal yapılarında üretan dimetakrilat (UDMA) matriks, akrilik kopolimer, küçük silika doldurucular ile başlatıcı olarak kamforokinon bulunur. Polimerizasyon 450-500 nm dalga boyundaki mavi ışık ile sağlanmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Darbe dayanımları ve sertlikleri ısı ile polimerize olan rezinler ile kıyaslanabilir düzeydedir. Polimerizasyon büzülmesi konvansiyonel sistemlere göre daha düşüktür. MMA monomeri içermediğinden hassasiyeti olan bireylerde kullanılabilir (O'Brien, 2002).

Son yıllarda kullanıma sunulan bir diğer ürün ise, enjeksiyonla kullanılan ilk ışıkla polimerize olan protez kaide materyali olma özelliğini taşıyan Versyo.com'dur. Plastik kartuş içerisinde kullanıma hazır tek bir komponent halindedir. Tamir ve astarlama amaçlı da kullanılabilir. MMA ve peroksit içermediğinden hassasiyeti olan bireyler için uygun olduğu bildirilmiştir (www.heraeus-kulzer.com, 2007).

### **2.7.4 Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler**

Rezinlerin mikrodalga ışınları ile polimerizasyonu ilk defa 1968 yılında Nishii tarafından rapor edilmiştir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Çalikkocaoğlu, 2004). Kimura ve arkadaşları 1983' te bu teknikle akrilik hamurunun şekillenmesini ve rezinlerin yüzey sertliğini araştırmıştır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Mikrodalga, 300- 300.000 megahertz arası frekansa sahip elektromanyetik bir dalga olarak tanımlanır. Bir mikrodalga fırınında ısı üretimi şu şekilde gerçekleşir: Maddenin bir molekülü hafifçe pozitif yüklenirken diğeri de hafifçe negatif yüklenir. Bu



elektrostatik alanda polarize moleküller hızla (saniyede yaklaşık 5 milyon kere) birbirleri üzerinde kayar ve sürtünmeden dolayı ısı üretirler. Mikrodalga enerjisinin madde tarafından doğrudan absorbe edilip ısıya çevrilmesi işlemine “dielektrik ısıtma” denir.

Bu teknikte genellikle bilinen klasik akrilikler kullanılır. Bazı firmaların bu amaçla ürettikleri, monomerin metil-etil metakrilat karışımı olduğu özel akrilikler de vardır. Bunlarda toz ve sıvı, 100 g toz ile 43 ml sıvı olacak şekilde karıştırılır. Muflalama ve tepim işlemleri klasik yöntemdeki gibidir. Ancak burada kullanılan muflalar metal olmayan, fiberle güçlendirilmiş plastikten yapılmış özel muflalardır. Çünkü metal muflalarda mikrodalgalar yüzeyden yansıyor ve rezin üzerinde etkili olamamaktadır. Polimerizasyon kaynağı olarak konvansiyonel bir mikrodalga fırın kullanılmaktadır (Çalikkocaoğlu, 2000; Zaimoğlu ve ark., 1993; Rueggeberg, 2002).

Konvansiyonel ısıyla polimerizasyon yöntemiyle karşılaştırıldığında bu tekniğin en önemli avantajları; maddenin her bölgesinin eşit olarak ısınması ve homojen bir polimerizasyon sağlanması, polimerizasyonun tamamlanma sürecinin oldukça kısalmış olması, daha az ekipman gerektirmesi, enerji kullanımı açısından ekonomik olması, polimerize olmuş rezinin daha az artık monomer içermesi ve polimerizasyon büzülmesinin daha az olmasıdır (May ve ark., 1996; Blagojevic ve Murphy, 1999; Muhtarogulları ve ark., 1999; Schneider ve ark., 2002; Rueggeberg 2002; Lai ve ark., 2004).

Mikrodalga ekipmanının pahalı olması ve özel muflalarının kırılabilir ve kolay hasar görmesi dezavantajları olarak sayılabilir (Blagojevic ve Murphy, 1999).

Araştırmalar mikrodalga ile polimerize olan rezinlerin fiziksel özelliklerinin konvansiyonel ısıyla polimerize olanlarla kıyaslanabilir olduğunu göstermektedir (Smith ve ark., 1992; Turck ve Richards, 1992; Dyer ve Hawlett, 1994; İlbağ ve ark., 1994; Sadamori ve ark., 1994; Yunus ve ark., 1994; Anusavice, 1996; May ve ark., 1996; Bartoloni ve ark., 2000; Schneider ve ark., 2002; Lai ve ark., 2004).

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan rezinler ile elde edilen kaidelerin mekanik başarısızlıklara karşı daha dayanıklı olduğu belirtilmiştir (İlbağ ve ark., 1994). Bu rezinlere ürünün sertliğini ve aşınma direncini artırmak amacıyla etilen glikol dimetakrilat gibi çapraz bağlayıcı ajanlar eklenmektedir (Deb, 1998).

Mikrodalga enerjisi; ayrıca protezlerin sterilizasyonu ve protez kırık tamirleri gibi uygulamalarda da kullanılmaktadır (Burns ve ark., 1990; Yunus ve ark., 1994; Dyer

ve ark., 1994; Polyzois ve ark., 1995; Webb ve ark., 1998; Dixon ve ark., 1999; Rached ve Del-Bel Cury, 2001). Son yıllarda mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminde enjeksiyon sistemi de kullanılabilmektedir (Phoenix, 1997; Memon ve ark., 2001).

Mikrodalga ile polimerizasyonda, daha yüksek derecede bir dönüşüm olması sebebiyle artık monomer miktarının daha az olduğu bildirilmiştir (Schneider ve ark., 2002).

Mikrodalga ile polimerizasyonun artık monomer seviyesinin azaltılması için etkili bir metot olduğu belirtilmektedir (Yunus ve ark., 1994).

Çalışmamızda kullanılan Acron MC bu akriliklerdendir. Yüksek yüzey sertliği ve dayanıklılık Acron MC' nin avantajları arasında belirtilmiştir (www.gcamerica.com, 2007).

## **2.8 Protez Kaide Rezinlerinin Bazı Özellikleri**

Protez kaide materyalleri çeşitli fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir. Bunlar; sertlik, su emilimi, çözünürlük, darbe dayanımı, boyutsal stabilite, iç gerilimler, çatlama, akma, polimerizasyon büzülmesi, pörözite, doku dostu olma, raf ömrü, estetik görünümdür (Çalikkocaoğlu, 2000). Konumuzun akrilik rezinlerde sertlik, yüzey pürüzlülüğü ve pürüzlülükle doğrudan ilgili bir kavram olan bakteriyel kolonizasyon olmasından dolayı aşağıda bununla ilgili temel özelliklerin açıklaması yapılmıştır.

### **2.8.1 Yüzey Pürüzlülüğü**

Yüzey pürüzlülüğü materyal özellikleri ya da materyalin elde edilme yöntemine bağlı, yüzey dokusundaki çok ince düzensizlikleri tanımlar (Paravina ve Powers, 2004).

Hareketli protezlerde kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülüğü doğrudan ya da dolaylı olarak renklenme, plak birikimi, ağız dokularının sağlığı ve hasta konforunu etkilediği için önemlidir (Zissis ve ark.,2000).

Önceden belirlenmiş mesafe aralıklarında yüzeyin taranması ile elde edilen çeşitli parametreler yüzeyin pürüzlülüğünü açıklamak için kullanılmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için İngiltere ve Amerika'da kullanılan en yaygın parametre Ra (ortalama pürüzlülük)'dir. Ra, profil boyunca orta çizgiden itibaren yüzey yüksekliğinin aritmetik ortalama sapmasını belirtir (Radford ve ark., 1999). Bir başka tanımlamaya göre; ölçüm sınırları içinde, merkez hattan sonsuz uzaklıktaki yüzeyin pürüzlülük

profilinin aritmetik ortalaması ile belirlenir (Whitehead ve ark., 1995). Bitirilmiş ve polisaj yapılmış yüzeyin düzensizliğinin bir ölçütüdür ve mikrometre ( $\mu\text{m}$ ) olarak hesaplanır.

Ra' nın  $0.2\mu\text{m}$ 'den düşük olduğu yüzey, bakteri birikiminin az olduğu, parlak görünüme sahip bir yüzeydir ve istenen düzgünlükte demektir (Craig ve ark., 2004).

Akrilik rezin yüzeylerinde yürütülen mikrobiyolojik çalışmalarda, pürüzlü yüzeylerdeki mikroorganizma birikiminin pürüzsüz yüzeylere göre artış gösterdiği belirtilmiştir. Buna sebep olarak ise yüzeydeki düzensizliklerin mikroorganizmaların retansiyonu için kapalı bir alan yaratması gösterilmiştir (Verran ve Maryan, 1997; Radford ve ark., 1998; Taylor ve ark., 1998; Pereira ve ark., 2007).

### 2.8.2 Yüzey Sertliği

Bir materyal elmas gibi sert bir materyalin oluşturacağı çöküntüye karşı kuvvetli direnç gösteriyorsa sert olarak kabul edilir. Kısaca sertlik, bir materyalin çökmeye karşı direncidir denilebilir (Craig ve ark. 2004).

Bir materyalin sertliği, dayanıklılık, dövülebilirlik, çekilebilirlik, aşınma ve kesilmeye olan direnç gibi özelliklerden etkilenir. Çok sayıda yüzey sertliği testleri mevcuttur. Bunların birçoğu belli bir yük altında bir nokta veya ucun yüzeye nüfuz etmesine karşı gösterilen dirence dayanır. Dental malzemelerin sertliğinin tayininde en çok kullanılan metotlar Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop sertlik testleridir. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilecek malzemeye bağlıdır (Zaimoğlu ve ark. 1993). Dental materyallerin sertliği genellikle Knoop sertliği (HK) olarak tanımlanır. Knoop sertliği, uygulanan yük uzaklaştıktan sonra yüzeyde oluşan kalıcı deformasyondan yola çıkılarak hesaplanır (Craig ve ark., 2004). Knoop sertlik testinde rombik şekilde kesim yapan elmas bir delgi aleti kullanılır. Tüm sertlik testlerinde olduğu gibi, bu testte de malzeme ne kadar sertse sertlik numarası da o kadar büyük olur (Zaimoğlu ve ark., 1993). Knoop sertlik değeri, uygulanan yükün çöken yüzey alanına bölünmesi ile hesaplanır (Anusavice, 1996; Emmanouil ve ark., 2002).

$$HK = 14, 229P/d^2$$

Burada P; gf cinsinden uygulanan yük, d;  $\mu\text{m}$  cinsinden çökme alanının uzun köşegeninin uzunluğudur.

Sertlik çoğunlukla özelliğın kendisi için değil, materyalin diğer bazı özelliklerinin göstergesi olduğu için ölçülmektedir. Protez kaide rezinlerinde monomerin ne derece dönüşüme uğradığı (polimerizasyon derecesi), ışıkla aktive olan rezinlerin polimerizasyon derinliğı sertlik testleri ile değerlendirilebilir.

Sertlik değeri ne kadar yüksekse polimerizasyon da o derece yüksektir. (www.decs.nhgl.med.navy.mil, 2007; Wang ve ark., 2003).

Aynı zamanda materyallerin aşınma dirençlerini karakterize etmek için en sık kullanılan mekanik özelliktir. Daha yüksek yüzey sertliğine sahip bir materyalin, genellikle aşınmaya ve çizilmeye karşı daha dirençli olduğu kabul edilir (Mandikos ve ark., 2001).

Protez kaide plastikleri kolayca çizilebilir ve aşınabilir. Çapraz bağlantılı akrilikler normal konvansiyonel akriliklere göre biraz daha serttir. Abrazyonlara karşı en dayanıklı madde vinil akrilikler, en az dayanıklı olanlar da sıvı akriliklerdir. Protezlerin tesviye ve cilasının yapımında, ayrıca günlük temizliklerde bu konu dikkate alınmalıdır (Çalikkocaoğlu, 2000).

Çeşitli kaynaklarda ısıyla polimerize olan akrilik rezin için 15, 16 ve 20 gibi Knoop sertlik değeri belirtilirken (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice, 1996; Craig ve ark., 2004); kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerin sertlik değeri 16 ila 18 arasında olduğu belirtilmiştir (Anusavice, 1996).

Kaide tarafından emilen su plastikleştirici gibi etki gösterir ve sertlik, transvers dayanç, yorgunluk limiti gibi mekanik özellikleri olumsuz etkiler (Arima ve ark., 1996).

Akrilik rezinin sertliğı; su emilimi ve tesviye ve polisaj işlemleri sırasında yüzeyde sürtünme nedeniyle oluşan ısınmanın artması ile azalırken, rezin moleköl ağırlığının yüksek olması, çapraz bağların yoğun olması, su emiliminin az olması ve yüksek polimerizasyon derecesinden dolayı da artmaktadır (Barsby, 1992).

### **2.8.3 Su Emilimi**

Su emilimi esas olarak rezin moleküllerinin polar özelliklerinden kaynaklanır. Bunun mekanizmasının difüzyon kanunlarına göre su difüzyonundan kaynaklandığı gösterilmiştir.

Difüzyonun, birbirinden hafifçe ayrılmış su molekülleri arasında meydana geldiği düşünülmektedir. Bu durumda su, plastikleştiricilerinkine benzer bir davranış gösterir. Makromoleküller, su difüzyonu ile birbirlerinden ayrıldığından daha hareketli hale gelirler. Bunun sonucunda protezin boyutlarında bir değişme görülebilir (Zaimoğlu ve ark., 1993). Su emmeye bağlı olarak protezin ağırlığında meydana gelen %1 lik bir artışın, rezinin çizgisel olarak %0.23 genişlemesine yol açtığı belirtilmektedir (Anusavice, 1996).

Protezler kullanımları sırasında sayısız genişleme ve büzölmeye uğrarlar. Protezlerin boyutlarını değiştirmesi bakımından bu konu önemlidir. Ancak bu değişim büyük oranda geri dönüşümlüdür. Yine de protez ağızdan çıkarıldıktan sonra uzun süre kuru ortamda bekletilirse geri dönüşemeyen şekil değişiklikleri oluşabilir. PMMA göreceli olarak daha çok su emer. Polivinil akriliklerin su emme değerleri daha düşüktür. Polimerin tipi, kalınlığı ve ortamın sıcaklık derecesi de akrilin su emmesini etkiler (Çalikkocaoğlu, 2000). Tipik bir akrilik rezin protezin oda sıcaklığında su içinde saklanması durumunda su ile tamamen doymuş hale gelmesinin 17 gün aldığı hesaplanmıştır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Plastiklik verici maddelerin kullanımı su emilimini azaltır. Çünkü bu maddeler hidrofobiktir. Ayrıca akrilik içindeki mikro boşlukları doldururlar (Çalikkocaoğlu, 2000).

Akriliklerin su emmesi sonucu oluşabilecek boyutsal değişimler bir protez kaidesinin doku uyumunu bozabilecek düzeyde değildir. Ancak su emme veya suyun kaybedilmesi sonucunda protezin yüzeyinde çatlama meydana gelebilir. Bunun yanısıra bazı organizmalar protezin doku ile temas eden yüzeylerinde üreyebilir (McCabe, 1999).

#### **2.8.4 Asitlere, bazlara ve organik eriticilere karşı dayanıklılığı**

Kaide rezinleri bu konuda oldukça iyidir. Ancak alkol yüzeyde küçük çatlaklara sebep olduğundan protezler alkolle temizlenmemelidir (Çalikkocaoğlu, 2000).

## **2.9 Protez Kaidelerinin Tesviye ve Polisajı**

Diş hekimliğinde protezlerin hastaya tesliminden önce, yüzeyinin düzgün ve pürüzsüz bir hale getirilmesi gerekmektedir. Yüzeylerin düzgün olarak parlatılması, protezin ağız tarafından daha kolaylıkla kabul edilmesini, temas ettiği yumuşak çevre dokuların tahriş olmamasını ve iyi bir estetik görünümün ortaya çıkmasını sağlar. Ayrıca besin artıklarının yüzeye tutunması ve bunların ayrışarak koku yapmaları da önlenmiş olur. Bu amaçla yapılan işlemler sırasıyla aşındırma (tesviye) ve parlatma (polisaj) olarak tanımlanır.

### **2.9.1 Tesviye**

Protezler mufladan çıkarıldıktan sonra üzerlerinde kalan alçı fazlalıklar, kenarlarındaki çıkıntılı kısımlar, keskin kenarlar ve fazla akrilik kütlesi akrilik bitirme frezleriyle uzaklaştırılabilir. Fazlalıkların alınması ve protez kaidesinin temizlenmesi için genellikle grenleri giderek incelen çeşitli boyutlarda diskler, canavar frez, akrilik mül ve möletler, separe, fissür ve rond frezler ve çeşitli kalınlıklarda zımpara kağıtları kullanılmaktadır. Kaba bir aşındırıcıdan sonra giderek incelen aşındırıcılara geçilmesi ve basamak atlanmaması düzgün yüzeyler elde etmek açısından gereklidir (Ulusoy ve ark., 1986). Tüm yüzeyler temizlenip düzgünleştirildikten sonra protezin parlatılması aşamasına geçilir.

Akrilik rezinlere uygulanan çeşitli yüzey bitimlerinin kandida kolonizasyonuna etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada; Ra değerleri cam yüzeyde bitim sonucunda 1.6 µm, tungsten karbid frezle yüzey bitimi sonucunda 2.5 µm, çapraz kesimli çelik frezle yüzey bitimi sonucunda 4.6 µm olarak bulunmuştur. Pürüzlülüğü fazla olan yüzeylerde kandida kolonizasyonunun daha fazla olduğu belirtilmiştir (Radford ve ark., 1998).

### **2.9.2 Polisaj**

Protez yapımının son bölümünü oluşturan polisaj, protezde düzgün ve parlak yüzey elde etmek için, genellikle küçük partikül boyutlu (submikron boyutunda) aşındırıcılar yardımıyla gerçekleştirilen bir yüzey işlemidir (O'Brien, 2002). Akrilik kaide materyallerinde uygulanan polisaj işlemleri mekanik ve kimyasal polisaj olarak iki ana başlık altında toplanabilir.

### 2.9.2.1 Mekanik Polisaj

Bu işlem genellikle pomza, tebeşir tozu ve çeşitli polisaj patlarının, keçe ve pamuk fırça kullanılarak yüzeye uygulanması esasına dayanır. Su ve pomza karışımının keçe ile uygulanması ve ardından alçı ve alkol karışımının pamuk fırça ile uygulanması en yaygın kullanılan yöntemdir (Ulusoy ve ark., 1986; Ulusoy ve Aydın, 2003).

Pomza, silikaya oldukça benzer yapıda bir volkanik camdır (Craig ve ark., 2004). Protezler üzerinde frez ve möllerin meydana getirdikleri izleri yok etmek için kullanılan, aşındırma ile parlatma arasında bir cila maddesi olarak kabul edilmektedir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Polisaj için kalından inceye doğru farklı kalınlıklarda özel olarak üretilmiş çuhalar mevcuttur. Bu çuhalara yine farklı boyutlarda elmas tanecikleri içeren özel süspansiyonlar emdirilerek polisaj amacıyla kullanılmaktadır (Del Bel Cury ve ark., 2001; Braun ve ark., 2003).

Ayrıca çinko oksit ve su karışımı (Orsi ve Andrade, 2004), farklı kalınlıklarda alümina patları (Emmanouil ve ark., 2002) ve farklı form ve aşındırıcı boyutlarına sahip silikon parlatıcılar içeren polisaj kitlerinin de (Kuhar ve Funduk, 2005) mekanik polisaj amacıyla kullanıldığı çalışmalar mevcuttur.

Protezin polisajı amacıyla uzun yıllar kalay oksit kullanılmış ancak biyolojik zararları nedeniyle terkedilmiştir. Bunun yerine özel parlatma macunları geliştirilmiştir. Örnek olarak **Tripoli** denilen ürün verilebilir. Tripoli kimyada silis hidrat olarak bilinir, çok küçük su bitkilerinin silisyumlu artıklarıdır. Yağ ve reçine ile pat haline getirilerek piyasaya sürülür (Çalikkocaoğlu, 2000).

### 2.9.2.2 Kimyasal Polisaj

Normalde protez iç yüzeyi mekanik polisaj ile parlatılamaz. Oysa mukozaya temas eden yüzeylerin pürüzsüz olması, mikroorganizmaların ve artıkların uzaklaştırılmasını kolaylaştırarak hasta memnuniyetini artırır (Gomes ve ark., 2004).

Bununla birlikte akriliğin ısı iletkenliğinin düşük olması sebebiyle, polisaj sırasında aşırı ısınma meydana gelebilir. Bu durumun protez yüzeyinin görünümünün bozulmasına sebep olabileceği (Craig ve ark., 2004) ve akrilik rezinin estetik kalitesi bozulabileceğinden aşırı boyutlarda cilalama işleminden kaçınılması gerektiği belirtilmiştir (Ulusoy ve Aydın,2003)

İlk olarak 1969 yılında Gotusso tarafından 'yüzeysel kimyasal polisaj' olarak tanımlanan bu teknik, protezin 75 °C'deki ısıtılmış sıvı monomer içerisine daldırılması ve 10 sn bekletilmesi yoluyla gerçekleştirilmektedir (Rahal ve ark., 2004; Braun ve ark., 2003). Nagem Filho ve arkadaşları bu tekniğin biyo uyumlu olduğunu göstermişlerdir (Rahal ve ark., 2004).

On yıldan bu güne dek kimyasal polisaj işlemi, ısı uygulaması olmaksızın, bu amaçla geliştirilmiş yeni polisaj ajanlarının yüzeye uygulanması ve ışık ile aktive edilmesi yolu ile de gerçekleştirilebilmektedir. Üretici firmalar glaze olarak adlandırdıkları bu polisaj materyallerinin akrilik rezin yüzeyini pürüzsüzleştirdiklerini, gıda artığı birikimini ve plak adezyonunu azalttıklarını ve oral hijyen koşullarını iyileştirdiklerini belirtmektedirler (Sesma ve ark., 2005).

Kimyasal polisaj tekniklerinin, geleneksel mekanik polisaja göre **avantajları**;

- mekanik polisajda ulaşılamayan bölgelere, girintili yüzeylere kolaylıkla ulaşılabilmesi,
- mekanik polisaj uygulanamayan mukozayla sürekli temas halindeki protez iç yüzeyinin polisajına imkan sağlaması,
- laboratuarda polisaj işlemi için gereken zamanın daha kısa olması,
- daha az ekipman gerektirmesi,
- daha kolay uygulanabilir olmasıdır (Aslan ve Avcı, 1990; Braun ve ark., 2003; Gomes ve ark., 2004; Rahal ve ark., 2004).

Çalışmamızda kimyasal polisaj amacıyla Palaseal, Plaquit ve Lightplast-Lack glaze likitleri kullanılmıştır. Bunlar kullanıma hazır tek komponentten oluşan, ışıkla polimerize olan, metil metakrilat esaslı materyallerdir. Tesviyesi yapılmış olan yüzeye bir fırça ile uygulanan bu materyaller sertleştiğinde, abrazyona ve protez temizleyicileri gibi çözücülere karşı dirençli, oldukça sert ve pürüzsüz yüzeyler elde edilebileceği belirtilmektedir.

Plaquit' in uygulandığında abrazyona karşı dayanıklı ve polisajlı bir yüzey elde edilmesini sağladığı belirtilmiştir. Benzoil peroksit içermediğinden, benzoil peroksite karşı alerjik reaksiyonlar gösteren bireylerde kullanımı önerilmektedir.

Palaseal, yeni ya da tamir edilmiş eski bir protezde kalıcı olarak pürüzsüz bir yüzey elde edilmesini sağlar. Uygulandığı yüzeylerde dilin ve müköz membranın



irritasyonunu önlemesi, protezin renklenmesini önlemesi, gıda artıklarının birikimini azaltması ve protezin kullanımı süresince temizliğini kolaylaştırması avantajları arasında sayılmaktadır. Yüksek yüzey sertliği ve abrazyona karşı dayanıklılığı, protez temizleyicileri gibi çözücülere karşı dayanıklılığı, protez materyaline adaptasyonunun iyi olması ve pürüzsüz bir yüzey sağlaması üstün özellikleri olarak belirtilmiştir.

## 2.10 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Restoratif materyallerde bitirme ve polisaj işlemleri ile bu amaçla kullanılan araç gereçlerin etkinliğini belirlemek amacıyla en sık kullanılan yöntemler; yardımcı ve yardımcı olmayan yapılan görsel değerlendirmeler, taramalı elektron mikroskobu incelemeleri ve profilometrelerin kullanılmasıdır (Jefferies, 1998). Her üç yöntem de oldukça hassastır ve dikkatli kullanıldığında, bitirme ve polisaj sistemlerinin etkinliği hakkında oldukça faydalı ve tekrarlanabilir bilgi verir.

Yüzey yapısının ölçümünde kullanılan teknikler arasında iki boyutlu ölçüm yapan, bu amaçla üretilmiş yüzeye temas eden iğne uçlu tarayıcılar ve yüzeye temas etmeyen laser tarayıcılar sayılabilir. Ayrıca üç boyutlu ölçüm yapabilmek için özel üretilmiş mikroskoplar kullanılabilir (Paravina ve Powers, 2004).

**Profilometre;** hazırlanmış örnek yüzeyi üzerinde, sabit doğrusal bir mesafede, boyutları belirli elmas bir uç yardımıyla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Hem dijital hem de analog donanım ve yazılım kullanılarak alınan kayıtların yanında yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü (Ra) de hesaplamaktadır (Jefferies, 1998).

## 2.11 Bakteriyel Kolonizasyon

Ağız içinde özellikle çürükler, periodontal hastalıklar ve protez stomatitinden sorumlu olan çoğu mikroorganizma varlığını ancak sert doku yüzeylerine tutunurlarsa devam ettirebilirler ve koloniler oluşturmaya başlarlar. Sert dental yüzeylere bakteri adezyonunu dental plak akümülyasyonu takip eder (Bollen ve ark., 1997). Günümüzde sert ya da epiteliyal yüzeylere mikrobiyal adezyonun temel mekanizmasını açıklayan kesin bir teori bulunmamaktadır. Bununla birlikte, 4 ana aşamadan söz edilmektedir:

**1. Mikroorganizmanın yüzeye taşınması:** Bu olay difüzyon ya da kemotaksis gibi aktif hareket ile gerçekleşir.

**2. İlk adezyon:** Mikroorganizma ile yüzey arasındaki mesafe 50 nm.' den az ise adezyon van der Waals kuvvetleri yardımıyla gerçekleşir. Eğer oral kavitede olduğu gibi mikroorganizma ve yüzey benzer kuvvetlere sahipse elektrostatik itim kuvvetleri oluşur. Bu iki kuvvetin bileşimi sonunda ya çekme ya da itme kuvvetleri hakim olur. Adezyon ya gerçekleşir ya da gerçekleşmez.

**3. Bağlanma:** Bağlanmada asıl etkili faktör mikroorganizma hücre duvarından salınan proteinlerdir ve bunlar dış yüzeye bağlanma olayında asıl görevi üstlenirler. Örneğin *Candida albicans* (*C. Albicans*) için mannopteinlerdir. Bu durum farklı türdeki mikroorganizmalar için farklı protein ve enzimler ile gerçekleşir.

**4. Kolonizasyon:** Bu aşamada mikroorganizmalar gelişir; ağız dışı şartlarda ve in vitro olarak *biofilm*, ağız içi ortamda *plak* oluştururlar.

Bu dört aşama serbest yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğüne bağlıdır. İlk adezyonda yüzey enerjisi önemlidir, fakat yüzey pürüzlülüğü hem bağlanma için daha geniş bir yüzey alanı sağlar, hem de üçüncü aşamadaki sıkı bağlantı tamamlanana kadar korunaklı bir ortam oluşturur (Radford ve ark., 1999).

Bakteriyel tutunum bakterilerin geri dönüşümlü veya geri dönüşümsüz olarak hücre yüzey elemanları aracılığıyla bir yüzeye sabit bir biçimde bağlanarak kararlı halde bulunmaları olarak bildirilmiştir.

Bakteriyel tutunmaya etki eden faktörler bakteriye ait ve çevreye ait özellikler olarak tanımlanmıştır. Bakteriler çevreye yüzey aktif maddeler salgılayarak, yüzeyleri sararlar, yapışma için hazır hale getirirler. Kolonizasyonun devamlılığı için yerinden sökülme önlemleri (Ofek ve Doyle, 1994).

Mikroorganizmaların adezyonunda en önemli parametre hidrofobiklik (Busscher ve ark, 1997). PMMA gibi hidrofobik yüzeylerde, yüzeyde açıkta bulunan monomer birimler, sağlam hidrofobik bağlarla bir proteinin hidrofobik alanları ile etkileşime girer. Örneğin *C. albicans*'ın protez kaide yüzeylerine in vitro tutunumu, mikroorganizmanın fizikokimyasal bir kuvvet oluşturan hidrofobikliği ile ilgilidir. Bu yüzden *C. albicans*' ların bu gibi hidrofobik yüzeylere tutunmaları, bu çekici hidrofobik etkileşim sebebiyle çok daha kolaydır (Park ve ark., 2003).

*S. aureus* üretildiği ortama göre hidrofobik veya hidrofilik hücre yüzeyine sahip olabilir (Ofek ve Doyle, 1994).

*Staphylococcaceae* familyası içerisinde yer alan stafilokoklardan en önemli patojen tür *S. aureus* olup, doğada yaygın olarak bulunur. Stafilokokların temel kaynağını insan ve hayvanlar oluşturmaktadır. Stafilokoklar, insan ve hayvanların

normal deri ve mukoza florasında bulunurlar. S.aureus patojen bir bakteri olmasına karşın sağlıklı insanların burun mukozası ve deri florasında bulunur.

S. aureus fakültatif aerob, spor oluşturmeyen gram pozitif, mikroskop altında üzüm şeklinde gözlenen bakterilerdir. Isıya dayanıklı toksin oluştururlar. Bakteri ısıtma işlemi (66 °C/10 dk.) kolaylıkla tahrip edilirken, toksin 100°C’de (30 dk.) aktivitesini koruyabilmektedir (Tablo 2.11.1). (FDA, 1998; Lancette ve Bennett, 2001).

**Tablo 2.11.1** S. aureus’ un üreme ve toksin oluşması için genel koşullar

	Üreme		Toksine Oluşturma	
	Optimum	Spektrum	Optimum	Spektrum
<b>Sıcaklık</b>	37	6.7-47.8	40-45	10-47.8
<b>pH</b>	6.7	4-10	6-7	4.5-9.8
<b>*a<sub>w</sub></b> (su aktivite değeri)	0.98	0.83-0.99	0.98	0.86->0.99
<b>% NaCl</b>	0	0-20	0	0-10
<b>Atmosfer</b>	Aerob	Aerob-anaerob	Aerob	Aerob-anaerob

\* Su Aktivitesi Değeri (a<sub>w</sub>): Suyun serbest formunun ölçüsü olarak kullanılır. Maddedeki su basıncının aynı sıcaklıktaki saf suyun basıncına oranı ile saptanır. Saf suyun a<sub>w</sub> değeri 1.0’dır. Su aktivitesi değeri, mikroorganizmaların gelişmeleri üzerine en etkili faktörlerden biridir.

Patojen bakterilerden S. aureus, düşük a<sub>w</sub> değerlerinde (0.83-0.86) üremesi ve toksin oluşması nedeniyle önem taşır (Lancette ve Bennett, 2001).

### **3. MATERYAL VE METOD**

#### **3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller**

Beş farklı protez kaide materyali üzerine uygulanan dört farklı polisaj yönteminin yüzey mikro sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel kolonizasyonu üzerine etkilerinin incelendiği çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3.1.1 ve 3.1.2'de görülmektedir. Kaide materyalleri seçilirken alerjik bireylerde kullanılabilme, darbelere karşı dayanıklılık gibi çeşitli özelliklere sahip olmaları ve polimerizasyon yöntemlerinin farklı olması göz önünde bulundurulmuştur.

**Tablo 3.1.1.** Çalışmada kullanılan kaide materyalleri

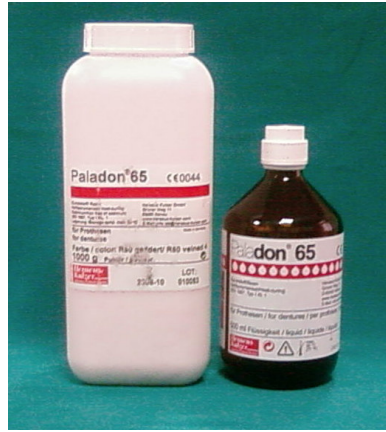
<b>ÜRÜN</b>	<b>MATERYAL TİPİ</b>	<b>ÜRETİM NO</b>	<b>ÜRETİCİ</b>
Paladon 65	Isıyla polimerize olan akrilik rezin	010053 (toz)	Heraus Kulzer GMBH, Hanau, Germany
		012186 (likit)	
SR Ivocap Plus	Isıyla polimerize olan high impact akrilik rezin	H15543 (toz)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
		H15543 (likit)	
Versyo.comHD	Işıkla polimerize olan akrilik rezin	010103	Heraeus Kulzer GMBH& Co. KG, Hanau, Germany
Lucitone 199	Isıyla polimerize olan high impact akrilik rezin	050706 (toz)	Dentsply International Inc., York, U.S.A.
		050707 (likit)	
Acron MC	Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin	0410081 (toz)	GC America Inc., Alsip, Ill,U.S.A.
		0602231 (likit)	

**Tablo 3.1.2.** Yüzey polisajında kullanılan materyaller

ÜRÜN	MATERYAL TİPİ	ÜRETİM NO	ÜRETİCİ
Palaseal	Işıkla polimerize olan glaze likiti	010108	Heraeus Kulzer GMBH, Hanau, Germany
Plaquit	Işıkla polimerize olan glaze likiti	601550	Dreve-Dentamid GMBH, Unna, Germany
Lightplast-Lack	Işıkla polimerize olan glaze likiti	506506	Dreve-Dentamid GMBH, Unna, Germany

### 3.1.1 Paladon 65

Geleneksel muflalama tekniği kullanılarak ısıyla polimerize edilen PMMA esaslı protez kaide materyalidir (Şekil 3.1.1.1). Toz ve likit kısımlarından oluşmaktadır. Tozu metakrilat kopolimerleri, sıvısı metil metakrilat içermektedir (Paladon 65 Safety Data Sheet, Heraeus Kulzer GmbH, Germany).



**Şekil 3.1.1.1.** Paladon 65

### 3.1.2 SR Ivocap Plus

Enjeksiyonla muflalama tekniği kullanılarak ısıyla polimerize edilen PMMA esaslı protez kaide materyalidir. Kauçukla güçlendirilmiş toz ve likitten oluşmaktadır. Tozun içeriğinde PMMA, kopolimer, benzoil peroksit ve pigmentler vardır. Likiti metilmetakrilat, dimetakrilat ve kopolimer içermektedir (SR Ivocap Plus Technical Data Sheet, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Tozu ve likiti, miktarları önceden belirlenmiş olup, kapsül ve şişe şeklinde kullanıma sunulmuştur (Şekil 3.1.2.1). Muflalama ve polimerizasyon için özel ekipman gerektirir.



Şekil 3.1.2.1. SR Ivocap Plus

### 3.1.3 Versyo.comHD

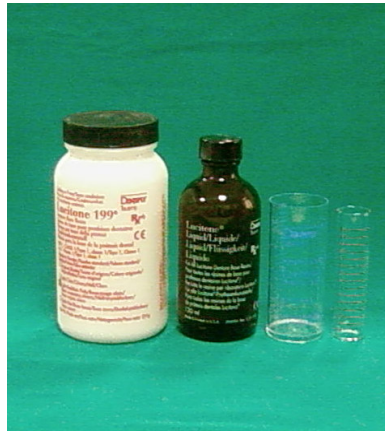
Enjeksiyon tekniği kullanılarak ışıkla polimerize edilen, plastik kartuş içerisinde kullanıma hazır tek bir komponent halindeki protez kaide materyalidir (Şekil 3.1.3.1). İçeriğinde propilidinetrimetil trimetakrilat (%10-25), alifatik üretan akrilat (%5-10), bisfenoletoksilat dimetakrilat (%0-5), dimetoksi difenil etanon (%1' den az) bulunmaktadır (Versyo.comHD Safety Data Sheet, Heraeus Kulzer GmbH, Germany). Tamir ve astarlama amaçlı da kullanılabilir. Peroksit içermediğinden hassasiyeti olan bireyler için uygundur.



Şekil 3.1.3.1. Versyo.comHD

### 3.1.4 Lucitone 199

Geleneksel muflalama tekniği kullanılarak ısıyla polimerize edilen PMMA esaslı protez kaide materyalidir (Şekil 3.1.4.1). Toz ve likit kısımlarından oluşmaktadır. Tozu benzoil peroksit, titanyum dioksit içermektedir. Likiti metilmetakrilat ve etilen glikol dimetakrilat içermektedir (Lucitone 199 Safety Data Sheet, Dentsply Int., USA). Darbelere karşı dayanıklılığı artırmak amacıyla yapısına kauçuk ilave edilmiştir. Enjeksiyon tekniği ile de muflalanabilmektedir.



Şekil 3.1.4.1. Lucitone 199



### 3.1.5 Acron MC

Geleneksel muflalama tekniği kullanılarak mikrodalga ile polimerize edilen PMMA esaslı protez kaide materyalidir (Şekil 3.1.5.1). Toz ve likit kısımlarından oluşmaktadır. Likiti metilmetakrilat ve etilen glikol dimetakrilat içermektedir (Acron MC Safety Data Sheet, GC Europe). Ürüne özel fiberle güçlendirilmiş plastik muflalar kullanılarak bir mikrodalga fırınında polimerizasyon işlemi tamamlanır. 3 dk gibi kısa bir sürede polimerizasyon işleminin tamamlanması önemli avantajlarındandır.



Şekil 3.1.5.1. Acron MC

### 3.1.6 Palaseal

Akrilik rezinlerden elde edilen protez kaideleri ve geçici kron ve köprülerde glaze materyali olarak kullanılan, ışıkla polimerize olan bir laktır (Şekil 3.1.6.1). Metil metakrilat (%25-50) esaslı bu materyalin içeriğinde ayrıca triizosiyanürat triakrilat (%25-50), polietertriakrilat (%5-10) ve difenilfosfinoksit (%0-5) bulunmaktadır. Transparan yapıda olup protezin rengini değiştirmez.

Kendi yumuşak fırçası ile zımparalanmış, temiz ve kuru protez yüzeyine tek yönde ve ince bir tabaka halinde sürülür. 20 sn sonra bir fotopolimerizasyon fırınına yerleştirilerek 90 sn süreyle polimerize edilir (Palaseal Safety Data Sheet, Heraeus Kulzer GmbH, Germany).



Şekil 3.1.6.1. Palaseal

### 3.1.7 Plaquit

Bölümlü ve tam protezlerin akrilik rezin kısımları ve geçici kron ve köprülerin yüzeylerinin kaplanmasında kullanılan, ışıkla polimerize olan bir laktır (Şekil 3.1.7.1). Metil metakrilat (%25-50), akrilik rezin(%25-50), pentaeritritol triakrilat (%10-25) ve foto başlatıcılar (%2.5-10) içeren bu materyal transparan yapıda olup protezin rengini değiştirmez. Benzoil peroksit içermediğinden bu maddeye karşı alerjisi olan bireylerde kullanımı önerilmektedir.

Kendi yumuşak fırçası ile zımparalanmış, temiz ve kuru protez yüzeyine ince bir tabaka halinde sürülür. 3-5 dk süreyle 300-400 nm dalga boyuna sahip bir fotopolimerizasyon fırınında polimerize edilir. (Plaquit Safety Data Sheet, Dreve Dentamid GmbH, Germany).



Şekil 3.1.7.1. Plaquit

### 3.1.8 Lightplast-Lack

Protez kaidelerinin kaplanmasında kullanılan ışıkla polimerize olan laktır (Şekil 3.1.8.1). İçeriğinde metil metakrilat (%25-50), akrilik rezin (%25-50), pentaeritritol triakrilat (%10-25) ve foto başlatıcılar (%2.5-10) bulunmaktadır. Transparan yapıda olup protezin rengini değiştirmez.

Metil metakrilat esaslı bu materyal kendi fırçası yardımıyla, zımparalanmış, temiz ve kuru protez yüzeyine ince bir tabaka halinde sürülür. 3 ila 5 dk süreyle 350-500 nm dalga boyuna sahip bir fotopolimerizasyon fırınında polimerize edilir. (Lightplast-Lack Safety Data Sheet, Dreve Dentamid GmbH, Germany).



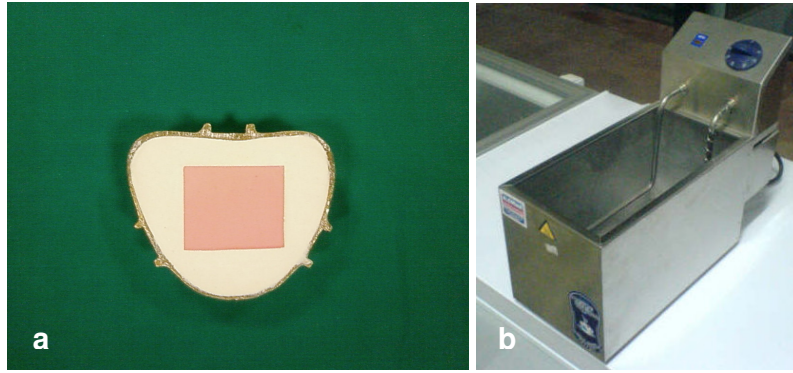
Şekil 3.1.8.1. Lightplast-Lack

## 3.2 Test Örneklerinin Hazırlanması

### 3.2.1 Lucitone 199 Grubundaki Örneklerin Hazırlanması

Bu gruptaki örnekler hazırlanırken, 40x50x2 mm boyutlarında pembe modelasyon mumu (Cavex Modelling Wax, Cavex Holland BV, Haarlem, The Netherlands) hızlı sertleşen laboratuvar alçısı ile (ABS kartonpiyer alçısı, ABS alçı ve blok sanayii, İstanbul) standart muflaya alınıp (Şekil 3.2.1.1), alçı sertleştikten sonra mufla 6 dk kaynar su içerisinde bekletilip açıldı. Temiz kaynar su dökülerek mumun iyice uzaklaşması sağlandı. Daha sonra tüm alçı yüzeyleri bir fırça yardımıyla lak (Isolant Separating Solution, De Trey Division, Dentsply Limited, Weybridge Surrey, England) sürülerek izole edildi ve 3 dk beklendi. Lucitone 199'un özel ölçekleri kullanılarak 21 g toz/10 ml sıvı oranında toz ve sıvı kısımları temiz bir cam kaptaki 15 sn boyunca karıştırıldı. Karıştırma kabının ağzı kapatılarak oda ısısında yaklaşık 9 dk

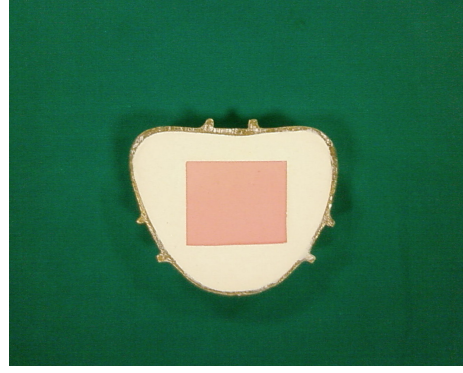
bekletildi. Hazırlanan akrilik hamuru liflenme aşamasına geldiğinde örnek boşluğuna yerleştirildi. Muflalar üretici önerileri doğrultusunda hidrolik pres kullanmaksızın üzerine bastırılarak kapatıldı, tam olarak kilitlenip kilitlenmediği kontrol edildi ve termostatlı bir su tankı içerisinde önce 1,5 saat 72°C suda, ardından yarım saat kaynar suda bekletildi (Tuğra, Başak Makine ve Mutfak Eşyaları San. Tic. Ltd. Şti., İstanbul). Sudan çıkarılan mufla 30 dk oda ısısında soğumaya bırakıldı, daha sonra 15 dk soğuk suda bekletilip açıldı. Sıcak suda polimerizasyon işleminden sonra sudan çıkarılan muflalar 30 dk oda ısısında soğumaya bırakıldı ve açıldı.



Şekil 3.2.1.1. a) Muflaya alınmış mum modelasyon, b) Termostatlı su tankı

### 3.2.2 Paladon 65 Grubundaki Örneklerin Hazırlanması

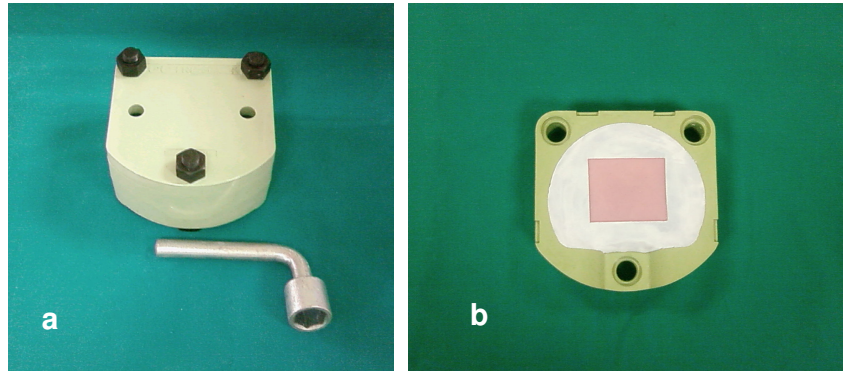
Bu gruptaki örnekler hazırlanırken, 40x50x2 mm boyutlarında pembe modelasyon mumu (Cavex Modelling Wax, Cavex Holland BV, Haarlem, The Netherlands) hızlı sertleşen laboratuvar alçısı ile (ABS kartonpiyer alçısı, ABS alçı ve blok sanayii, İstanbul) standart muflaya alınıp (Şekil 3.2.2.1), alçı sertleştikten sonra mufla 6 dk kaynar su içerisinde bekletilip açıldı. Temiz kaynar su dökülerek mumun iyice uzaklaşması sağlandı. Daha sonra tüm alçı yüzeyleri bir fırça yardımıyla lak (Isolant Separating Solution, De Trey Division, Dentsply Limited, Weybridge Surrey, England) sürülerek izole edildi. Paladon 65'in özel ölçekleri kullanılarak 10 g toz/4 ml sıvı oranında toz ve sıvı kısımları temiz bir cam kaptaki karıştırıldı. Üretici önerileri doğrultusunda karıştırma kabının ağzı kapatılarak 15 dk bekletildi. Hazırlanan akrilik hamuru liflenme aşamasına geldiğinde örnek boşluğuna yerleştirildi. Muflalar hidrolik preste (Carlo de Giorgi, Milano, İtalya) 10 dk bekletildi. Daha sonra mufla 20 dk boyunca kaynamakta olan su içerisine konup ısı kaynağı kapatıldı, 15 dk bekledikten sonra tekrar ısıtmaya başlandı ve 20 dk kaynayan su içinde bekletilip ısı kaynağı kapatıldıktan sonra suyun soğuması beklenerek polimerizasyon işlemi tamamlandı.



Şekil 3.2.2.1. Muflaya alınmış mum modelasyon

### 3.2.3 Acron MC Grubundaki Örneklerin Hazırlanması

Bu gruptaki örnekler hazırlanırken, 40x50x2 mm boyutlarında pembe modelasyon mumu sert alçı (Giludur, BK Giuliani GmbH, Germany) ile ürüne özel fiberle güçlendirilmiş plastik muflaya (GC FRP flask, GC Corporation, Tokyo, Japan) alınıp, üretici önerileri doğrultusunda alçı sertleştikten sonra 500 W'a ayarlanmış mikrodalga fırınında (EMC3070, Electrolux, E.E.C) 1dk bekletilerek mum atımı işlemi gerçekleştirildi. Alçı yüzeyine bir fırça yardımıyla lak sürülerek izole edildi. Acron MC'nin özel ölçekleri kullanılarak 30 cc toz/ 9 ml sıvı oranında toz ve sıvı temiz bir cam kapta karıştırıldı. Yine üretici önerileri doğrultusunda, hazırlanan akrilik hamuru liflenme aşamasına geldiğinde muflaya yerleştirilip iki kez hidrolik preste prova yapıldı. Muflanın kendi özel vidaları sıkıştırılarak alt ve üst parçalar arasında tam bir kilitleme sağlandı ve mufla 500 W'a ayarlanmış mikrodalga fırınında 3 dk bekletildi. Fırından çıkardıktan sonra, önce 30 dk oda sıcaklığında, daha sonra 20 dk soğuk suda bekletilerek açıldı (Şekil 3.2.3.1).

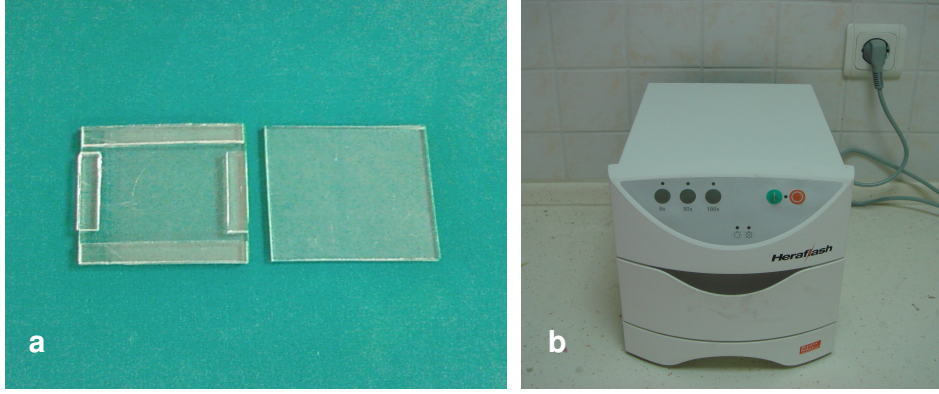


Şekil 3.2.3.1. a) Fiberle güçlendirilmiş plastik mufla, b) muflaya alınmış mum modelasyon



### 3.2.4 Versyo.comHD Grubundaki Örneklerin Hazırlanması

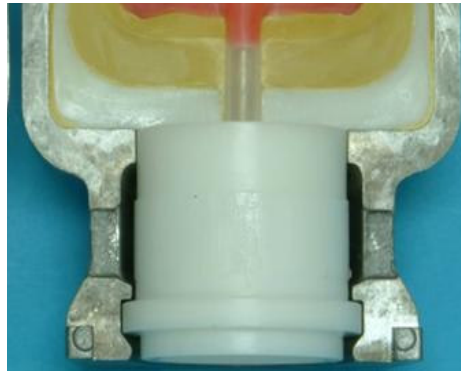
Bu gruptaki örnekler hazırlanırken, 60x60 mm'lik düz bir camın üzerine 2 mm yüksekliğinde kesilmiş cam parçaları yapıştırılarak, ortasında 40x50 mm boyutunda boşluk kalacak şekilde, bir çerçeve oluşturuldu. Bu çerçevenin köşelerinde fazla materyalin rahatça taşabilmesi için kaçış delikleri bırakıldı. Akışkan kıvamda ve kullanıma hazır halde bir tüp içerisinde bulunan materyal bu boşluğa dolduruldu. Üzerine 60x60 mm'lik ikinci bir cam levha kapatılıp bastırıldı. Bu şekilde fotopolimerizasyon cihazında (Heraflash, Heraeus Kulzer GmbH, Germany) üretici önerileri doğrultusunda 180 sn bekletilerek polimerizasyon tamamlandı (Şekil 3.2.4.1).



Şekil 3.2.4.1. a) Cam düzenek, b)Fotopolimerizasyon cihazı

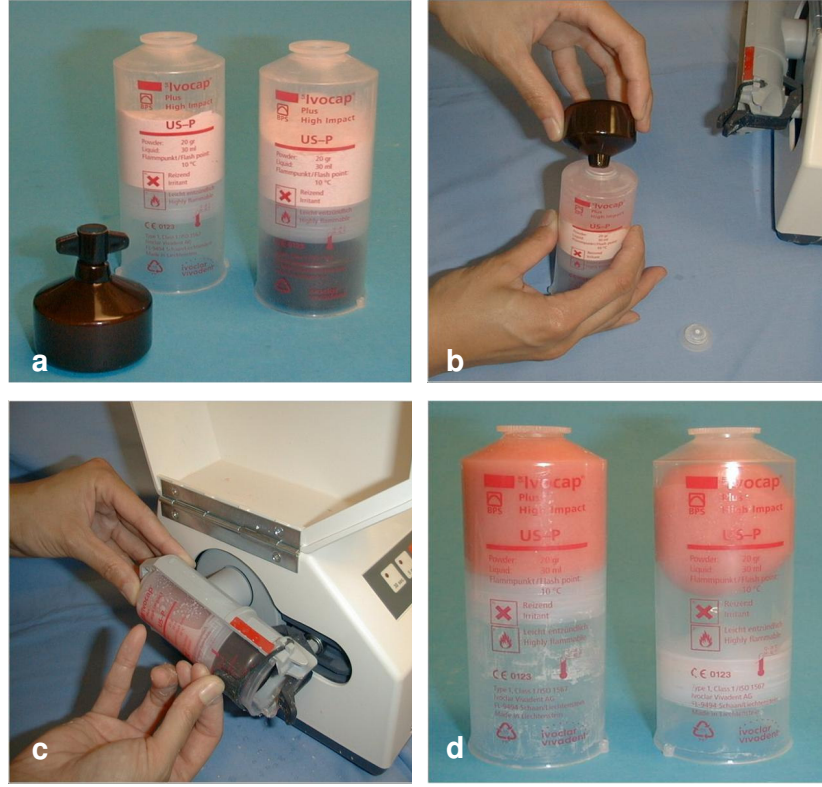
### 3.2.5 SR Ivocap Plus Grubundaki Örneklerin Hazırlanması

Bu gruptaki örnekler hazırlanırken, 40x50x2 mm boyutlarında şekillendirilen pembe modelasyon mumu alçı ile üretici önerileri doğrultusunda ürüne özel muflaya alınıp 5 mm çapında enjeksiyon kanalı oluşturuldu (Şekil 3.2.5.1) .



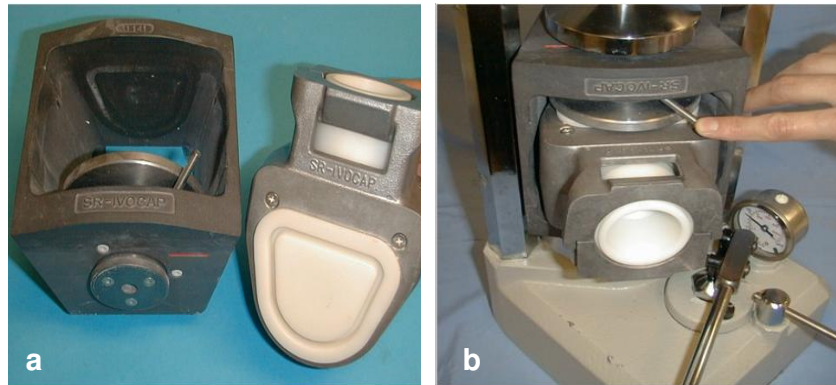
Şekil 3.2.5.1. Özel muflada oluşturulan enjeksiyon kanalı

Alçı sertleştikten sonra sıcak su dökülerek mum atımı gerçekleştirildi. Alçı yüzeylere lak (Separating Fluid, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) sürüldü. Kendi ambalajları içerisinde hazır halde bulunan toz ve sıvı kısımlar (20 g toz/ 30 ml sıvı) oda sıcaklığında el değmeden vibratörde (Cap Vibrator, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) 5 dk süre ile karıştırılarak akrilik hamuru elde edildi (Şekil 3.2.5.2).



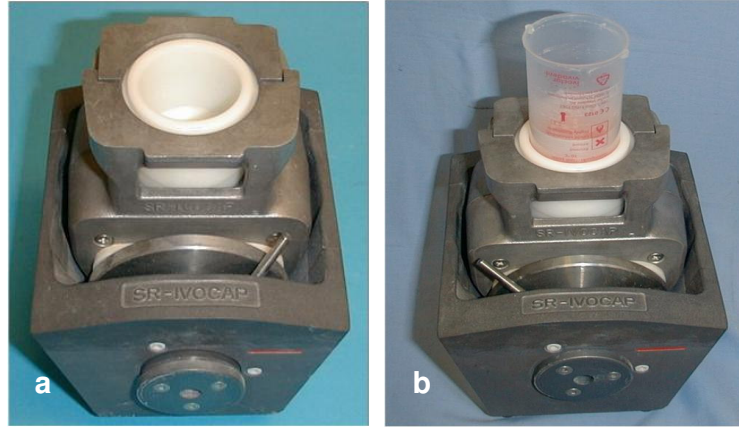
Şekil 3.2.5.2. SR Ivocap Plus akrilik hamurunun hazırlanması. a) Kapsül içerisinde SR Ivocap Plus akrilik tozu ve likiti, b) Likitle tozun karıştırılması, c) Kapsül içerisindeki karışımın vibratöre yerleştirilip karıştırılması, d) Kullanıma hazır akrilik hamuru

Mufla sıkıştırıcı düzeneğin içerisine yerleştirildi ve basınç uygulanarak sıkıştırıldı (Şekil 3.2.5.3).



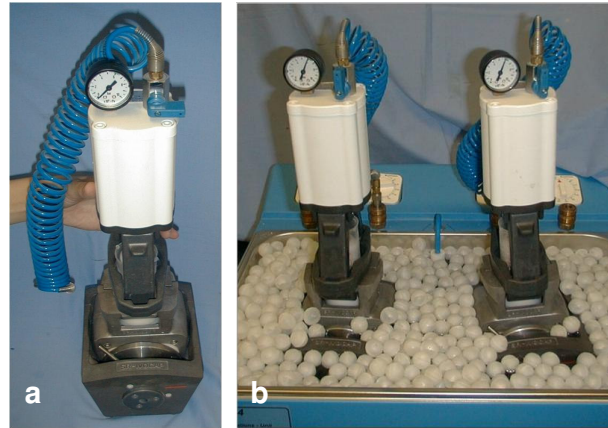
Şekil 3.2.5.3. a) Sıkıştırıcı düzeneğin ve mufla, b) Muflaya basınç uygulanması

İçerisinde akrilik hamuru bulunan kapsül, kapağı açılarak mufladaki özel bölmesine yerleştirildi (Şekil 3.2.5.4).



Şekil 3.2.5.4. a) Sıkıştırılmış mufla, b) Özel bölmeye kapsülün yerleştirilmesi

SR Ivocap basınç aparatı mufla üzerine oturtuldu ve 6 bar basınç uygulanarak akrilik enjekte edildi. Mufla polimerizasyon banyosundaki (IVO-2, BDT GmbH, Germany) kaynar su içine bırakıldı. Gereksiz ısı kaybını engellemek için suyun yüzeyi plastik topraklarla kapatıldı. İşlem boyunca sabit olarak 6 bar basınç uygulanarak ve suyun kaynaması sağlanarak 35 dk içerisinde polimerizasyon tamamlandı (Şekil 3.2.5.5).



Şekil 3.2.5. a) Basınç aparatının mufla üzerine oturtulması, b) Polimerizasyon banyosunda muflalar

Daha sonra 5 akrilik grubundaki, 40x50x2 mm boyutlarındaki akrilik blokların her biri bilgisayarlı freze cihazında (Universal Freze Cihazı, First, Tayvan), 10x10x2 mm boyutunda küçük akrilik bloklar elde edilecek şekilde kesildi. Bu şekilde toplam 200 adet küçük akrilik blok elde edildi.



### 3.3 Deney Grupları ve Yüzey İşlemleri

#### 3.3.1 Deney Grupları

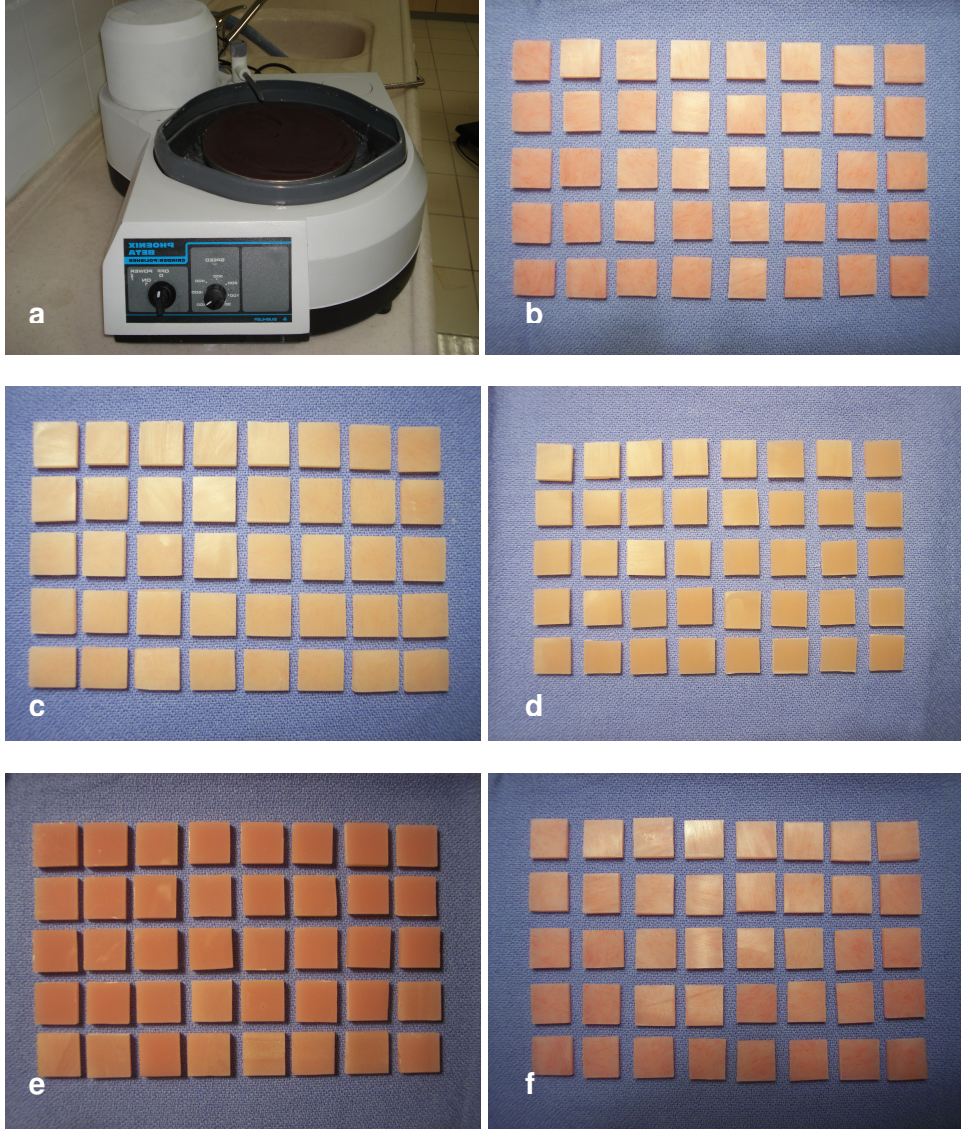
Çalışmamızda kullanılan her materyal için, onar örnekten oluşan, farklı yüzey işlemi uygulanmış dört alt grup oluşturuldu. Kullanılan kaide materyali ve uygulanan yüzey işlemine göre deney grupları Tablo 3.3.1.1’de görülmektedir.

**Tablo 3.3.1.1.** Deney Grupları

MATERYALİN ADI	GRUP	n	UYGULANAN YÜZEY İŞLEMİ
Lucitone 199	M	10	Mekanik polisaj
	L	10	Lightplast-Lack
	PL	10	Plaquit
	PA	10	Palaseal
Paladon 65	M	10	Mekanik polisaj
	L	10	Lightplast-Lack
	PL	10	Plaquit
	PA	10	Palaseal
Versyo.comHD	M	10	Mekanik polisaj
	L	10	Lightplast-Lack
	PL	10	Plaquit
	PA	10	Palaseal
SR Ivocap plus	M	10	Mekanik polisaj
	L	10	Lightplast-Lack
	PL	10	Plaquit
	PA	10	Palaseal
Acron MC	M	10	Mekanik polisaj
	L	10	Lightplast-Lack
	PL	10	Plaquit
	PA	10	Palaseal

### 3.3.2 Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması

Tüm örnek yüzeyleri sırasıyla 600,1000 ve 1200 grit'lik silikon karbid su zımparaları (English Abrasives, English Abrasives Ltd., England) ile 300 rpm sabit devirli bir otomatik aşındırıcı-parlatıcı cihazda (Phoenix Beta polisher-grinder, Buehler, Germany) su banyosu altında 10'ar sn zımparalanarak yüzey standardizasyonu sağlanmıştır (Del Bel Cury ve ark., 2001; De Oliviera ve ark., 2003; Azevedo ve ark., 2006) (Şekil 3.3.2.1).



Şekil 3.3.2.1. Hazırlanan tüm örnekler. a) Aşındırıcı- parlatıcı cihaz, b) Lucitone 199 örnekleri, c) Paladon 65 örnekleri, d) Acron MC örnekleri, e) Versyo.com örnekleri, f) SR Ivocap Plus örnekleri

Aşındırıcı-parlatıcı cihazda zımpara ile yüzey standardizasyonu sağlanan örneklerden mekanik polisaj grubundaki örneklere, tek bir uygulayıcı tarafından yine aynı cihazda 10 sn keçe ile pomza-su (2/1 ölçek) karışımı ve 15000 rpm sabit hızda elektrikli mikromotor (EWL K10; Kavo, Leutkirch, Almanya) kullanarak 10 sn pamuk fırça ile alçı-alkol (2/1 ölçek) karışımı uygulanmıştır.

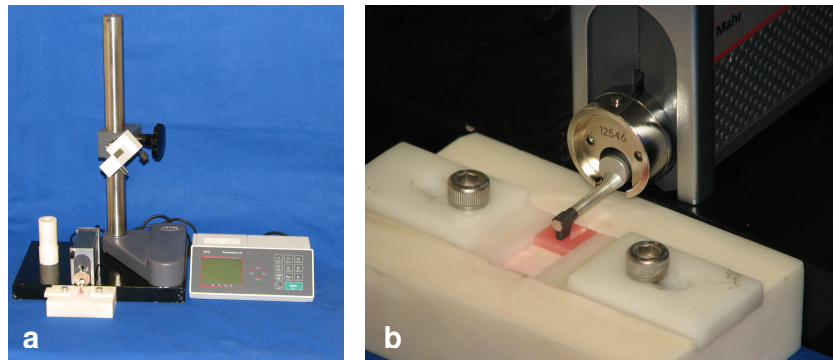
Kimyasal polisaj gruplarında ise her bir ışıkla aktive olan glaze likiti, kendisine ait yumuşak fırçası ile ince bir tabaka halinde tek yönde örnek yüzeylerine sürülmüştür. Üretici önerileri doğrultusunda örnekler 5 dk boyunca bir fotopolimerizasyon cihazında (Heraflash, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany) bekletilmiştir.

### 3.4 Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Çalışmamıza ait yüzey pürüzlülüğü ölçümleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Örneklerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için pertometre cihazı (Perthometer M2, Mahr Federal, Germany) kullanılmıştır. Örnekler, sabit bir pozisyonda tutulabilmeleri amacıyla, özel bir teflon düzeneğe yerleştirilip sıkıştırılarak yüzeylerinin üç ayrı bölgesinden pürüzlülük ölçümleri yapılmış, bunların ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) kaydedilmiştir (Şekil 3.4.1) (Rodrigues Garcia ve ark., 2004; Moura ve ark., 2006; Pereira ve ark., 2007). Cihaz her bir grup örneğin ölçümünden sonra kalibre edilmiştir.

Ölçme probu olarak 100µm ölçüm menziline sahip NHT – 6 tarayıcı iğne kullanılmıştır (Şekil 3.4.2). Tarayıcı uç, EN ISO 3274 Standart'ına uygun, 2 µm/90° tarayıcı yapısındadır. Ölçme kuvveti ise yaklaşık 0.7 mN'dir. Cihaz kalibre edildikten sonra cut-off değeri 0.25 mm olarak ayarlanmıştır. Bu değer, ölçüm sırasında yüzeyin 0.25 mm aralıklara bölünerek verilerin elde edilmesi anlamına gelmektedir.



Şekil 3.4.1. a) Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı, b) Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçümü

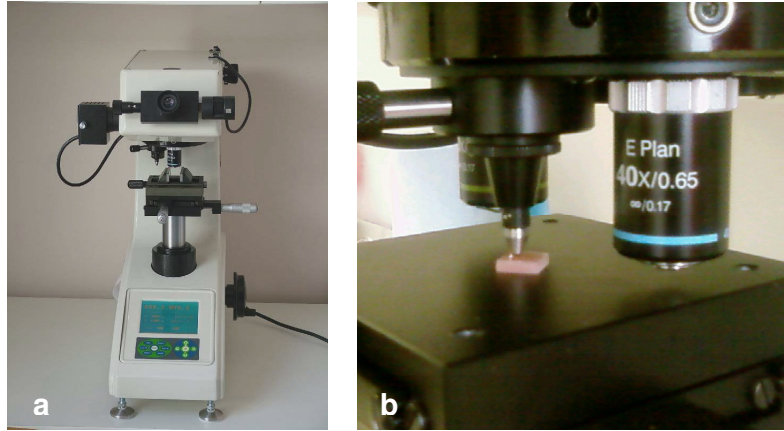


Şekil 3. 4. 2. Profilometrenin ölçüm ucu

### 3.5 Mikro Sertlik Ölçümü

Yüzey pürüzlülüğü ölçümünden sonra Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yüzey mikro sertlik ölçümleri yapılmıştır.

Mikro sertlik ölçümleri için bir mikro sertlik ölçüm cihazı (Wilson Wolpert, Micro-Vickers Hardness Tester 401MVD, Maastricht, Netherlands) kullanıldı (Şekil 3.5.1).



Şekil 3.5.1. a) Mikro sertlik ölçüm cihazı, b) Mikro sertlik ölçümü

Her örnekte yüzeyin üç ayrı bölgesinden ölçüm yapılarak bunların ortalamaları alınmıştır. 5 sn boyunca 25 g yük uygulayarak Knoop cinsinden mikro sertlik değerleri elde edilmiştir (Del Bel Cury ve ark., 2001; Braun ve ark., 2003; Mello ve ark., 2003; Rodrigues Garcia ve ark., 2004).

Bakteri ile kontamine olan örneklerin 37 °C'de steril distile su içerisinde 1 ay süreyle bekletilmesinden sonra mikro sertlik ölçümü tekrarlanmıştır.

### 3.6 Bakteriyel Kolonizasyon Ölçümü

Çalışmamızın mikrobiyolojik kısmı Ondokuz Mayıs Üniversitesi Veteriner Fakültesi Besin Hijyeni ve Teknolojisi Ana Bilim Dalı Mikrobiyoloji Laboratuvarı'nda yürütülmüştür.

#### Bakteri Kültürü Hazırlanması

Bu çalışmada *Staphylococcus aureus* subsp. *aureus* ATCC 29737 suşu kullanılmıştır. Stok kültürdeki bakteri konsantrasyonunu hesaplamak için bakterinin Brain Heart Infusion Broth (Oxoid CM 225, UK) içindeki logaritmik faz subkültürlerinden yani 24 saatlik kültüründen, Modified Tryptone Soya broth (Oxoid CM 989, UK) içerisine 10 katlı seyreltmeler yapılmıştır.  $10^{-5}$ ,  $10^{-6}$  ve  $10^{-7}$  lik sulandırma örneklerinden 0.1 ml alınarak Baird-Parker Agar (Oxoid CM 275, UK)'a 3 seri yayma tarzında ekim yapılmıştır. Ekim yapılan tüm besi yerleri 37 °C'de 24 saat bir inkübatör içerisinde (Mermert celsius 2005, Schwabach bundesrepublic, Deutschland) inkübasyona bırakılmış ve orijinal süspansiyonun 1 ml'indeki ortalama bakteri sayısı hesaplanmıştır.

Zengileştirme amaçlı olarak Brain Heart Infusion Broth besi yeri kullanılmıştır. Besi yerinden 37 g tartılmış ve 1 lt distile su içerisinde eritilmiştir. pH'ı 7.4 olarak ayarlandıktan sonra kapaklı tüplere 9'ar ml paylaştırılmıştır. Daha sonra 121 °C'de 15 dk otoklavda (ALP CL40L, Tokyo, Japan) sterilize edilmiştir.

İzolasyon ve sayım için Baird-Parker Agar besi yeri kullanılmıştır. Besi yerinden 63 g tartılmış ve 1 lt distile su içinde ısıtılarak eritilmiştir. Daha sonra 121 °C'de 15 dk otoklavda sterilize edilmiştir. Sterilizasyon sonrası 50 °C'ye soğutulan besi yerine oda sıcaklığına getirilmiş olan Egg Yolk Tellürite Emülsiyon (Oxoid SR 54, UK)'dan 50 ml eklenmiş ve homojen bir karışım sağlanmıştır. Steril plastik petrilere dökülen besi yeri 4 °C'de muhafaza edilmiştir.

Baird-Parker agar, *S. aureus* izolasyonu ve sayımı için seçici bir besi yeridir. Besi yerine, hasar görmüş hücreleri korumak ve üremesine yardımcı olmak amacıyla sodyum piruvat, tanı amaçlı madde olarak yumurta sarısı emülsiyonu, mevcut diğer bakterilerin gelişimlerini önlemek içinde tellürit ve lityum eklenmiştir (FDA, 1998).

Bakteriyel kolonizasyon ve tutunum sağlanacak akrilik örnekler otoklavda steril hale getirilmiştir. Daha sonra steril pens yardımıyla tüp içerisinde bulunan zenginleştirme besi yerlerine (Brain Heart Infusion Broth) birer adet olarak



dağıtılmıştır. Bakteri sayısı belirlenmiş ( $10^6$ ) olan stok kültürden her bir tüpe steril pipetle 1 ml konulmuştur. Vortekste (MS1 Vortexer/ Minishaker Ika-Werke, Almanya) 2 dk süreyle karıştırılmış ve  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de 24 saat inkübasyona bırakılmıştır.

24 saatlik inkübasyon sonunda katı besi yerine ekim işlemine başlanmıştır. Bu süreçte zengileştirme tüplerinde bulunan materyaller steril pens yardımıyla önceden hazırlanan %0.9'luk steril tuzlu su çözeltisine daldırılarak yıkandıktan sonra dilüsyon sıvısı olarak kullanılan, içerisinde peptonlu su bulunan tüplere aktarılmıştır. Materyal yüzeylerine tutunmuş olan mikroorganizmaların ayrılması ve homojen olarak sıvı içerisine dağılması amacıyla 1-2 dk süreyle vortekste karıştırılmıştır. Elde edilen homojen karışımdan 1 ml alınarak 9 ml peptonlu su bulunan tüpe alınmış ve böylece 1:10 oranında ( $10^{-1}$ ) seyreltilmiştir. Bu şekilde  $10^{-4}$  e kadar seyreltik çözeltileri hazırlanmıştır. Daha sonra her bir dilüsyondan Baird-Parker besi yerine 0.1 ml yayma plak yöntemiyle ekimleri yapılmıştır. Ekim yapılmış besi yerleri  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de 24-48 saat inkübasyona bırakılmıştır. İnkübasyon sonrası etüvden alınan besi yerleri yüzeyinde oluşan mikro organizma kolonileri sayılarak canlı hücre sayımı gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda dört farklı yüzey işlemi uygulanmış beş farklı protez kaide materyali üzerindeki mikroorganizma tutunumu saptamak amacıyla, kültürel sayım yöntemlerinden koloni sayımı yöntemi kullanılmıştır. Bu mikrobiyolojik analiz bulguları, logaritmik değerlere çevrildikten sonra istatistiksel değerlendirmeler yapılmıştır.

*S.aureus* 24-48 saat inkübasyon sonrasında yuvarlak, 2-3 mm çapında, düzgün kenarlı konveks gri-siyah renkli opak bir halka içinde ve etrafında şeffaf bir zon bulunan tipik koloniler oluşturur. Ancak bazı *S.aureus* suşları lesitinaz aktivitesi göstermediğinden şeffaf zon oluşturmayan, atipik koloniler de oluşturabilir. Bu çalışmada besi yerinde gözlenen tipik ve atipik kolonilere koagulaz testi uygulanmıştır. Bu amaçla Staphylase Test (Oxoid DR 595, UK) kullanılmıştır. Koagulaz pozitif olan koloniler sayılmış ve seyreltim faktörü ile çarpılarak materyaldeki *S. aureus* sayısı belirlenmiştir.

Örnekler  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de steril distile su içerisinde bekletilerek 1 ay sonunda tekrar koloni sayımı yapılmıştır.

### **3. 7 İstatistiksel Değerlendirme**

Örneklerin ortalama pürüzlülük profilini belirlemek amacıyla elde edilen veriler, iki mikro sertlik ölçümünden elde edilen veriler ve iki bakteriyel kolonizasyon ölçümünden elde edilen veriler normal dağılım gösterdiğinden parametrik çift yönlü varyans analizi kullanılarak değerlendirilmiş ve ortalamaların çoklu karşılaştırılmasında Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Her bir grup için başlangıç ve bir ay sonrasındaki ortalama mikro sertlik değerleri, ve bir gün ve bir ay sonrasındaki bakteriyel kolonizasyon değerleri bağımlı iki grup karşılaştırması testi ile karşılaştırılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü, mikro sertlik ve bakteriyel kolonizasyon arasındaki etkileşimi değerlendirmek için, bu özellikler arasındaki ilişki Pearson sıra korelasyon testi ile incelenmiştir. Aralarındaki ilişkinin tespiti için regresyon analizi yapılmıştır.

## 4. BULGULAR

### 4.1 Grupların Yüzey Pürüzlülükleri Açısından Değerlendirilmesi

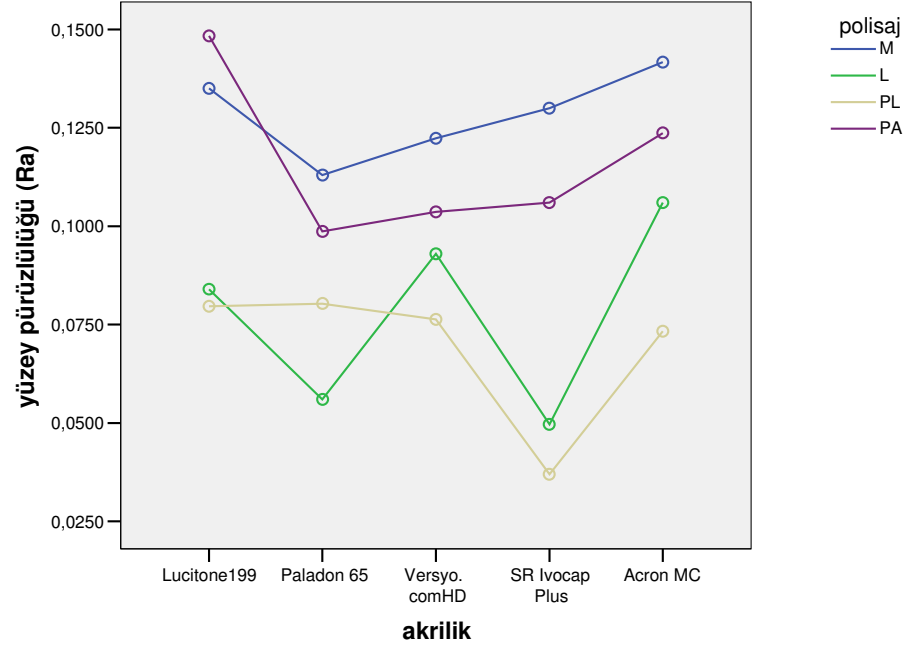
Yüzey pürüzlülük testi sonucunda elde edilen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü.  $\mu\text{m}$  cinsinden elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 4.1.1' de görülmektedir.

**Tablo 4.1.1.** Gruplara ait yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

GRUPLAR		Ortalama (Ra)	Standart Sapma
Kaide Materyali	Yüzey İşlemi		
(Lucitone 199)	M	0.14	0.07
	L	0.08	0.05
	PL	0.08	0.03
	PA	0.15	0.03
(Paladon 65)	M	0.11	0.02
	L	0.06	0.03
	PL	0.08	0.05
	PA	0.10	0.04
(Versyo.comHD)	M	0.12	0.04
	L	0.09	0.03
	PL	0.08	0.04
	PA	0.10	0.03
(SR Ivocap plus)	M	0.13	0.03
	L	0.05	0.04
	PL	0.04	0.02
	PA	0.11	0.05
(Acron MC)	M	0.14	0.05
	L	0.11	0.11
	PL	0.07	0.04
	PA	0.12	0.04



Farklı polisaj işlemleri uygulanan akrilik gruplarına ait yüzey pürüzlülük değerleri Şekil 4.1.1’ de görülmektedir.



Şekil 4.1.1. Akrilikler ve polisaj işlemlerine göre Ra değerleri

2 faktörlü (5x4)x10 faktöriyel düzenlenmiş deneme planı sonuçlarına göre polisaj yöntemlerinden bağımsız olarak akrilik grupları arasında yüzey pürüzlülüğü değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.01$ ) (Tablo 4.1.2).

Akriliklerden bağımsız olarak polisaj yöntemleri arasında yüzey pürüzlülük değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.001$ ) (Tablo 4.1.2).

Test edilen akrilikler ve uygulanan polisaj yöntemleri arasındaki etkileşimde yüzey pürüzlülük değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.1.2).

**Tablo 4.1.2.** Yüzey pürüzlülüğü karşılaştırmaları için parametrik çift yönlü varyans analizi sonuçları

	<b>Tip III Kareler Toplamı</b>	<b>df</b>	<b>Kareler Ortalaması</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>Akrilik</b>	.031	4	.008	3.697	.006
<b>Polisaj yöntemi</b>	.124	3	.041	19.503	.000
<b>Akrilik* Polisaj yöntemi</b>	.027	12	.002	1.054	.402
<b>Hata</b>	.382	180	.002		
<b>Total</b>	2.481	200			

Polisaj yöntemleri genel olarak karşılaştırıldığında yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1.3' te görülmektedir.

**Tablo 4.1.3.** Yüzey pürüzlülüğü açısından polisaj yöntemlerinin Tukey HSD testi ile karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>Ra</b>	<b>Farklılık*</b>
PL	0.07	a
L	0.08	a
PA	0.12	b
M	0.13	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

PL (0.07) ve L (0.08) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

PA (0.12) ve M (0.13) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). Bu gruplar, PL (0.07) ve L (0.08) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek değerler sergilemişlerdir ( $p<0.05$ ).

Akrilik grupları genel olarak karşılaştırıldığında yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1.4' te görülmektedir.

**Tablo 4.1.4.** Yüzey pürüzlülüğü açısından akriliklerin Tukey HSD testi ile karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>Ra</b>	<b>Farklılık*</b>
SR Ivocap Plus	0.08	a
Paladon 65	0.09	a,b
Versyo.comHD	0.10	a,b
Acron MC	0.11	b
Lucitone 199	0.11	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

SR Ivocap Plus (0.08), Paladon 65 (0.09) ve Versyo.comHD (0.10) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Lucitone 199 (0.11), Acron MC (0.11), Versyo.comHD (0.10), Paladon 65 (0.09) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). Acron MC (0.11) ve Lucitone 199 (0.11) grupları, SR Ivocap Plus (0.08) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek değerler sergilemişlerdir ( $p<0.05$ ).

#### 4.1.1 Lucitone 199 için yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi

Lucitone 199 için farklı polisaj gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1.1.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.1.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Lucitone 199 kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Ra	Farklılık*
PL	0.08	a
L	0.08	a
M	0.14	a,b
PA	0.15	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

PL (0.08), L (0.08) ve M (0.14) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

PA (0.15) ve M (0.14) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ( $p>0.05$ ), PA (0.15) grubu PL (0.08) ve L (0.08) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bir değer sergilemiştir ( $p<0.05$ ).

#### 4.1.2 Paladon 65 için yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi

Paladon 65 için farklı polisaj gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1.2.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.2.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Paladon 65 kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Ra	Farklılık*
L	0.06	a
PL	0.08	a,b
PA	0.10	a,b
M	0.11	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

L (0.06), PL (0.08) ve PA (0.10) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

M (0.11), PA (0.10) ve PL (0.08) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken ( $p>0.05$ ), M (0.11) grubu L (0.06) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bir değer sergilemiştir ( $p<0.05$ ).

#### 4.1.3 Versyo.comHD için yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi

Versyo.comHD için farklı polisaj gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1.3.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.3.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Versyo.comHD kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğü ortalamaları (Ra) ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Ra	Farklılık*
PL	0.08	a
L	0.09	a,b
PA	0.10	a,b
M	0.12	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

PL (0.08), L (0.09) ve PA (0.10) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

M (0.12), PA (0.10) ve L (0.09) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken ( $p>0.05$ ), M (0.12) grubu PL (0.08) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bir değer sergilemiştir ( $p<0.05$ ).

#### 4.1.4 SR Ivocap Plus için yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi

SR Ivocap Plus için farklı polisaj gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1.4.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.4.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan SR Ivocap Plus kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğü ortalamaları (Ra) ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Ra	Farklılık*
PL	0.04	a
L	0.05	a
PA	0.11	b
M	0.13	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

PL (0.04) grubu ile L (0.05) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

M (0.12) grubu ile PA (0.11) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Bununla birlikte M (0.12) ve PA (0.11) grupları, PL (0.04) ve L (0.05) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek değerler sergilemişlerdir ( $p<0.05$ ).

#### 4.1.5 Acron MC için yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmesi

Acron MC için farklı polisaj gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1.5.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.5.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan AcronMC kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğü ortalamaları (Ra) ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Ra	Farklılık*
PL	0.07	a
L	0.11	a
PA	0.12	a
M	0.14	a
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

AcronMC üzerine uygulanan polisaj yöntemleri arasında Ra değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

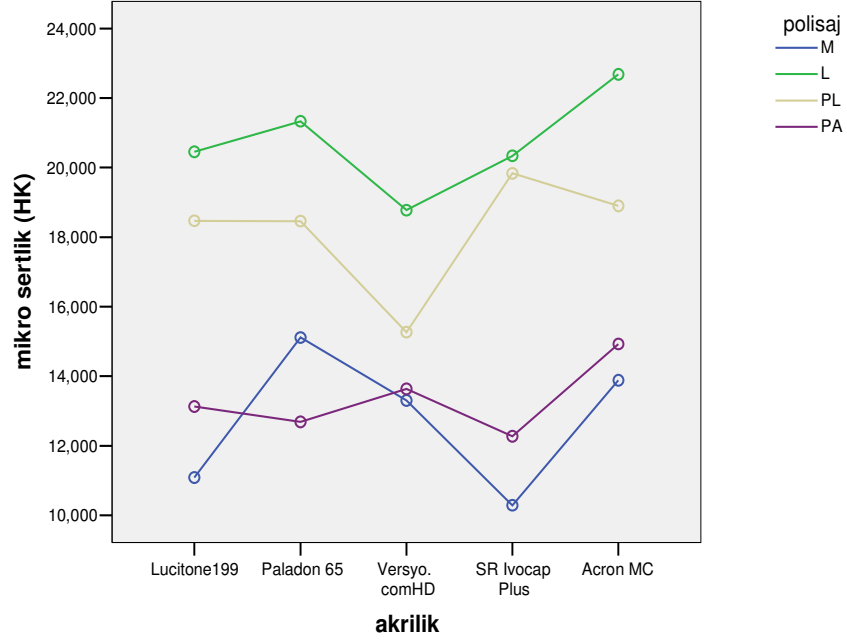
#### 4.2 Grupların Yüzey Mikro Sertlikleri Açısından Değerlendirilmesi

Wilson Wolpert mikro sertlik ölçüm cihazı kullanılarak elde edilen başlangıç ve bir ay sonrasındaki yüzey mikro sertlik değerleri Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Knoop cinsinden elde edilen başlangıç ve bir ay sonrasındaki yüzey mikro sertliği ölçüm sonuçlarının ortalamaları, standart sapmaları ve başlangıç ve bir ay sonrası karşılaştırması için p değerleri Tablo 4.2.1’de görülmektedir.

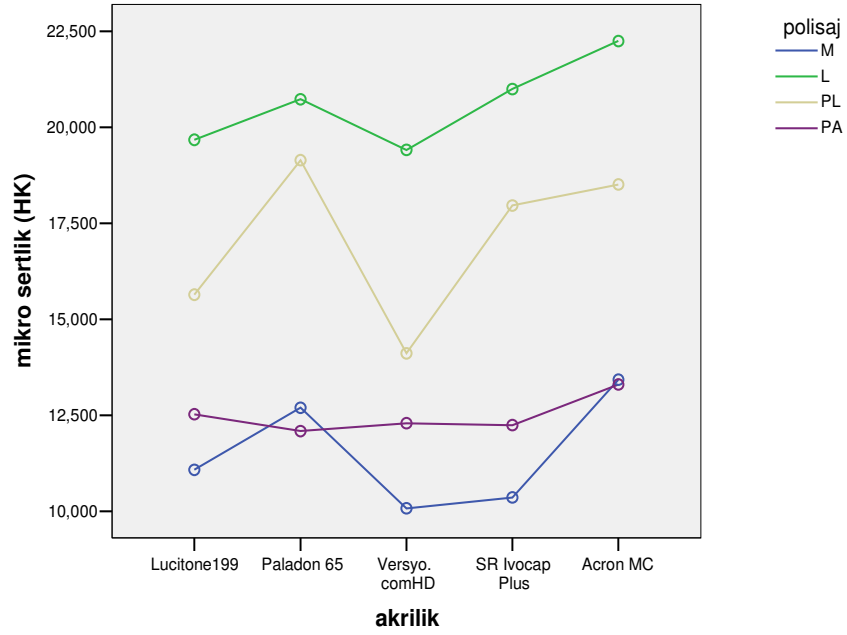
**Tablo 4.2.1.** Gruplara ait başlangıç ve bir ay sonra yüzey mikro sertliği değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

GRUPLAR			Başlangıç		1 Ay Sonra		p
Kaide Materyali	Yüzey İşlemi	n	Ortalama (HK)	Standart Sapma	Ortalama (HK)	Standart Sapma	
Lucitone 199	M	10	11.09	.64	11.08	.80	p>0.05
	L	10	20.45	1.38	19.67	1.52	p>0.05
	PL	10	18.47	1.93	15.64	3.06	p>0.05
	PA	10	13.13	.48	12.53	1.40	p>0.05
Paladon 65	M	10	15.11	.59	12.70	.84	p<0.001
	L	10	21.33	1.02	20.73	1.73	p>0.05
	PL	10	18.46	1.51	19.14	1.64	p>0.05
	PA	10	12.69	.86	12.09	1.24	p>0.05
Versyo.com	M	10	13.30	1.42	10.08	2.07	p<0.01
	L	10	18.77	1.99	19.41	3.49	p>0.05
	PL	10	15.27	2.05	14.11	1.50	p>0.05
	PA	10	13.64	1.24	12.29	.74	p<0.05
SR Ivocap Plus	M	10	10.29	.85	10.36	.67	p>0.05
	L	10	20.34	1.98	20.99	.98	p>0.05
	PL	10	19.83	1.74	17.96	1.96	p>0.05
	PA	10	12.27	.97	12.24	.61	p>0.05
Acron MC	M	10	13.88	.35	13.43	.65	p<0.05
	L	10	22.68	1.74	22.24	.73	p>0.05
	PL	10	18.90	1.13	18.51	1.10	p>0.05
	PA	10	14.93	1.62	13.30	.99	p<0.05

Farklı polisaj işlemleri uygulanan akrilik gruplarına ait başlangıç ve bir ay sonrasındaki HK değerleri Şekil 4.2.1 ve Şekil 4.2.2' de görülmektedir.



Şekil 4.2.1. Akrilikler ve polisaj işlemlerine göre başlangıç HK değerleri



Şekil 4.2.2. Akrilikler ve polisaj işlemlerine göre bir ay sonra HK değerleri



Başlangıç mikro sertlik verileri için 2 faktörlü (5x4)x10 faktöriyel düzenlenmiş deneme planı sonuçlarına göre polisaj yöntemlerinden bağımsız olarak akrilik gruplarına ait başlangıç yüzey mikro sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.001$ ) (Tablo 4.2.2).

Akriliklerden bağımsız olarak polisaj yöntemlerine ait başlangıç yüzey mikro sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.001$ ) (Tablo 4.2.2).

Test edilen akrilikler ve uygulanan polisaj yöntemleri arasındaki etkileşimde başlangıç yüzey mikro sertlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.001$ ) (Tablo 4.2.2).

**Tablo 4.2.2.** Başlangıç yüzey mikro sertliği karşılaştırmaları için parametrik çift yönlü varyans analizi sonuçları

	<b>Tip III Kareler</b>		<b>Kareler</b>		
	<b>Toplamı</b>	<b>df</b>	<b>Ortalaması</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>Akrilik</b>	151.362	4	37.841	19.895	.000
<b>Polisaj yöntemi</b>	2228.549	3	742.850	390.561	.000
<b>Akrilik* Polisaj yöntemi</b>	252.098	12	21.008	11.045	.000
<b>Hata</b>	342.361	180	1.902		
<b>Total</b>	55727.303	200			

Polisaj yöntemleri genel olarak karşılaştırıldığında başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.3' te görülmektedir.

**Tablo 4.2.3.** Başlangıç yüzey mikro sertliği açısından polisaj yöntemlerinin Tukey HSD testi ile karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>HK</b>	<b>Farklılık*</b>
M	12.73	a
PA	13.33	a
PL	18.19	b
L	20.71	c
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

En düşük mikro sertlik değerleri M (12.73) ve PA (13.33) gruplarında elde edilmiş olup bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

PL (18.19) grubu en yüksek 2. mikro sertlik değerine sahip grup olup diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ( $p<0.05$ ).

En yüksek mikro sertlik değeri L (20.71) grubunda tespit edilmiş olup diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.05$ ).

Akrilik grupları genel olarak karşılaştırıldığında başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.4' te görülmektedir.

**Tablo 4.2.4.** Başlangıç yüzey mikro sertliği açısından akriliklerin Tukey HSD testi ile karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>HK</b>	<b>Farklılık*</b>
Versyo.comHD	15.24	a
SR Ivocap Plus	15.68	a
Lucitone 199	15.78	a
Paladon 65	16.90	b
Acron MC	17.60	c
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

Versyo.comHD (15.24), SR Ivocap Plus (15.68) ve Lucitone 199 (15.78) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Paladon 65 (16.90) en yüksek 2. mikro sertlik değerine sahip grup olup diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ( $p<0.05$ ).

Acron MC (17.60), tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bir değer sergilemiştir ( $p<0.05$ ).

#### **4.2.1 Lucitone 199 için başlangıç yüzey mikro sertliği değerlendirmesi**

Lucitone 199 için farklı polisaj gruplarının başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.1.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.1.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Lucitone 199 kaide materyalinin başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

<b>Gruplar</b>	<b>HK</b>	<b>Farklılık*</b>
M	11.09	a
PA	13.13	b
PL	18.47	c
L	20.45	d

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Tüm polisaj yöntemleri arasında mikro sertlik bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.05$ ). En düşük mikro sertlik değeri M (11.09) grubunda, daha sonra sırasıyla PA (13.13) ve PL (18.47) gruplarında tespit edilmiştir. En yüksek mikro sertlik değeri L (20.45) grubunda elde edilmiştir.

#### **4.2.2 Paladon 65 için başlangıç yüzey mikro sertliği değerlendirmesi**

Paladon 65 için farklı polisaj gruplarının başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.2.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.2.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Paladon 65 kaide materyalinin başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	HK	Farklılık*
PA	12.69	a
M	15.11	b
PL	18.46	c
L	21.33	d
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

Tüm polisaj yöntemleri arasında mikro sertlik bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.05$ ). En düşük mikro sertlik değeri PA (12.69) grubunda, daha sonra sırasıyla M (15.11) ve PL (18.46) gruplarında tespit edilmiştir. En yüksek mikro sertlik değeri L (21.33) grubunda elde edilmiştir.

#### 4.2.3 Versyo.comHD için başlangıç yüzey mikro sertliği değerlendirmesi

Versyo.comHD için farklı polisaj gruplarının başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.3.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.3.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Versyo.comHD kaide materyalinin başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	HK	Farklılık*
M	13.30	a
PA	13.64	a
PL	15.27	a
L	18.77	b
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

M (13.30), PA (13.64) ve PL (15.27) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

L (18.77) grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmakla birlikte ( $p<0.05$ ) daha yüksek bir değer elde edilmiştir.

#### 4.2.4 SR Ivocap Plus için başlangıç yüzey mikro sertliği değerlendirmesi

SR Ivocap Plus için farklı polisaj gruplarının başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.4.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.4.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan SR Ivocap Plus kaide materyalinin başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	HK	Farklılık*
M	10.29	a
PA	12.27	b
PL	19.83	c
L	20.34	c

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

En düşük mikro sertlik değeri M (10.29) grubunda tespit edilmiş olup PA (12.27), PL (19.83) ve L (20.34) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ).

PA (12.27) grubu en yüksek 2. mikro sertlik değerine sahip grup olup diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ( $p<0.05$ ).

En yüksek mikro sertlik değerleri PL (19.83) ve L (20.34) gruplarında tespit edilmiş olup bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

#### 4.2.5 AcronMC için başlangıç yüzey mikro sertliği değerlendirmesi

AcronMC için farklı polisaj gruplarının başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.5.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.5.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan AcronMC kaide materyalinin başlangıç yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	HK	Farklılık*
M	13.88	a
PA	14.93	a
PL	18.90	b
L	22.68	c
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

En düşük mikro sertlik değerleri M (13.88) ve PA (14.93) gruplarında elde edilmiş olup bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

PL (18.90) grubu en yüksek 2. mikro sertlik değerine sahip grup olup diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ( $p<0.05$ ).

En yüksek mikro sertlik değeri L (22.68) grubunda elde edilmiş olup diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ).

Bir ay sonrasındaki mikro sertlik verileri için 2 faktörlü (5x4)x10 faktöriyel düzenlenmiş deneme planı sonuçlarına göre polisaj yöntemlerinden bağımsız olarak akrilik grupları arasında yüzey mikro sertlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.001$ ) (Tablo 4.2.6).

Akriliklerden bağımsız olarak polisaj yöntemleri arasında bir ay sonra yüzey mikro sertlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.001$ ) (Tablo 4.2.6).

Test edilen akrilikler ve uygulanan polisaj yöntemleri arasındaki etkileşimde bir ay sonra yüzey mikro sertlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.001$ ) (Tablo 4.2.6).

**Tablo 4.2.6.** Bir ay sonra yüzey mikro sertliği karşılaştırmaları için parametrik çift yönlü varyans analizi sonuçları

	<b>Tip III Kareler Toplamı</b>	<b>df</b>	<b>Kareler Ortalaması</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
<b>Akrilik</b>	209.039	4	52.260	20.824	.000
<b>Polisaj yöntemi</b>	2669.907	3	889.969	354.631	.000
<b>Akrilik* Polisaj yöntemi</b>	117.448	12	9.787	3.900	.000
<b>Hata</b>	451.721	180	2.510		
<b>Total</b>	51037.326	200			

Polisaj yöntemleri genel olarak karşılaştırıldığında bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.7' de görülmektedir.

**Tablo 4.2.7.** Bir ay sonra yüzey mikro sertliği açısından polisaj yöntemlerinin Tukey HSD testi ile karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>HK</b>	<b>Farklılık*</b>
M	11.53	a
PA	12.49	b
PL	17.07	c
L	20.61	d
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

Tüm polisaj yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.05$ ). En düşük mikro sertlik değeri M (11.53) grubunda, daha sonra sırasıyla PA (12.49) ve PL (17.07) gruplarında tespit edilmiştir. En yüksek mikro sertlik değeri L (20.61) grubunda elde edilmiştir.

Akrilik grupları genel olarak karşılaştırıldığında bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.8' de görülmektedir.

**Tablo 4.2.8.** Bir ay sonra yüzey mikro sertliği açısından akriliklerin Tukey HSD testi ile karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>HK</b>	<b>Farklılık*</b>
Versyo.comHD	13.97	a
Lucitone 199	14.73	a,b
SR Ivocap Plus	15.39	b,c
Paladon 65	16.16	c
Acron MC	16.87	d
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

En düşük sertlik değerleri Versyo.comHD (13.97) ve Lucitone 199 (14.73) gruplarında elde edilmiş olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). Lucitone 199 (14.73) ile SR Ivocap Plus (15.39) grubu arasında, SR Ivocap Plus (15.39) ile Paladon 65 (16.16) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

En yüksek sertlik değeri Acron MC (16.87) grubunda elde edilmiş olup diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).



#### 4.2.6 Lucitone 199 için bir ay sonra yüzey mikro sertliği değerlendirmesi

Lucitone 199 için farklı polisaj gruplarının bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.6.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.6.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan AcronMC kaide materyalinin bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	HK	Farklılık*
M	11.08	a
PA	12.53	a
PL	15.64	b
L	19.67	c
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p>0.05).		

En düşük sertlik değeri M (11.08) ve PA (12.53) gruplarında elde edilmiş olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır (p>0.05).

PL (15.64) grubu en yüksek 2. mikro sertlik değerine sahip grup olup diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır (p<0.05).

En yüksek mikro sertlik değeri L (19.67) grubunda elde edilmiş olup diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p<0.05).

#### 4.2.7 Paladon 65 için bir ay sonra yüzey mikro sertliği değerlendirmesi

Paladon 65 için farklı polisaj gruplarının bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.7.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.7.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Paladon 65 kaide materyalinin bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	HK	Farklılık*
PA	12.09	a
M	12.70	a
PL	19.14	b
L	20.73	b
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p>0.05).		

En düşük sertlik değerleri PA (12.09) ve M (12.70) gruplarında elde edilmiş olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

En yüksek mikro sertlik değerleri L (20.73) ve PL (19.14) gruplarında elde edilmiş olup diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

#### 4.2.8 Versyo.comHD için bir ay sonra yüzey mikro sertliği değerlendirmesi

Versyo.comHD için farklı polisaj gruplarının bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.8.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.8.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Versyo.comHD kaide materyalinin bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	HK	Farklılık*
M	10.08	a
PA	12.29	a,b
PL	14.11	b
L	19.41	c
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

En düşük sertlik değeri M (10.08) ve PA (12.29) gruplarında elde edilmiş olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

PL (14.11) ve PA (12.29) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamakla birlikte ( $p>0.05$ ), L (20,73) grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sonuçlar elde edilmiştir ( $p<0.05$ ).

En yüksek mikro sertlik değeri L (20.73) grubunda elde edilmiş olup PL (14.11), PA (12.29) ve M (10.08) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.05$ ).

#### 4.2.9 SR Ivocap Plus için bir ay sonra yüzey mikro sertliği değerlendirmesi

SR Ivocap Plus için farklı polisaj gruplarının bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.9.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.9.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan SR Ivocap Plus kaide materyalinin bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	HK	Farklılık*
M	10.36	a
PA	12.24	b
PL	17.96	c
L	20.99	d
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

Tüm polisaj yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.05$ ). En düşük mikro sertlik değeri M (10.36) grubunda, en yüksek mikro sertlik değeri L (20.99) grubunda tespit edilmiştir.

#### 4.2.10 AcronMC için bir ay sonra yüzey mikro sertliği değerlendirmesi

AcronMC için farklı polisaj gruplarının bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2.10.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.10.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan AcronMC kaide materyalinin bir ay sonra yüzey mikro sertliği ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	HK	Farklılık*
PA	13.30	a
M	13.43	b
PL	18.51	c
L	22.24	d
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

Tüm polisaj yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.05$ ). En düşük mikro sertlik değeri PA (13.30) grubunda, en yüksek mikro sertlik değeri L (22.24) grubunda tespit edilmiştir.

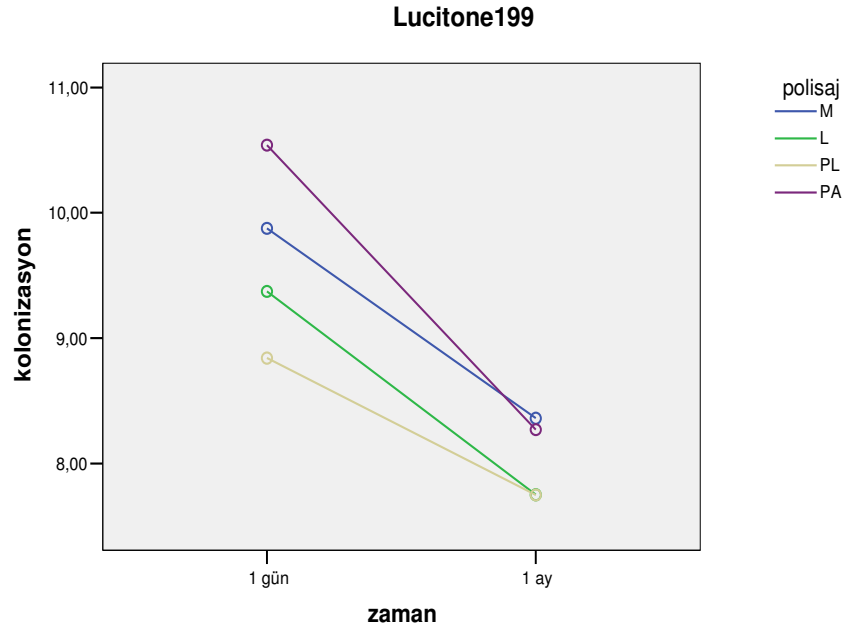
### 4.3 Grupların Bakteriyel Kolonizasyon Açısından Değerlendirilmesi

Kültürel sayım yöntemlerinden koloni sayımı yöntemi kullanılarak yapılan, bir gün ve bir ay sonrasındaki bakteriyel kolonizasyon ölçümü sonucunda elde edilen değerler Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Bir gün ve bir ay sonrasındaki bakteriyel kolonizasyon değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları ve bir gün ve bir ay sonrası karşılaştırması için p değerleri Tablo 4.3.1’de görülmektedir.

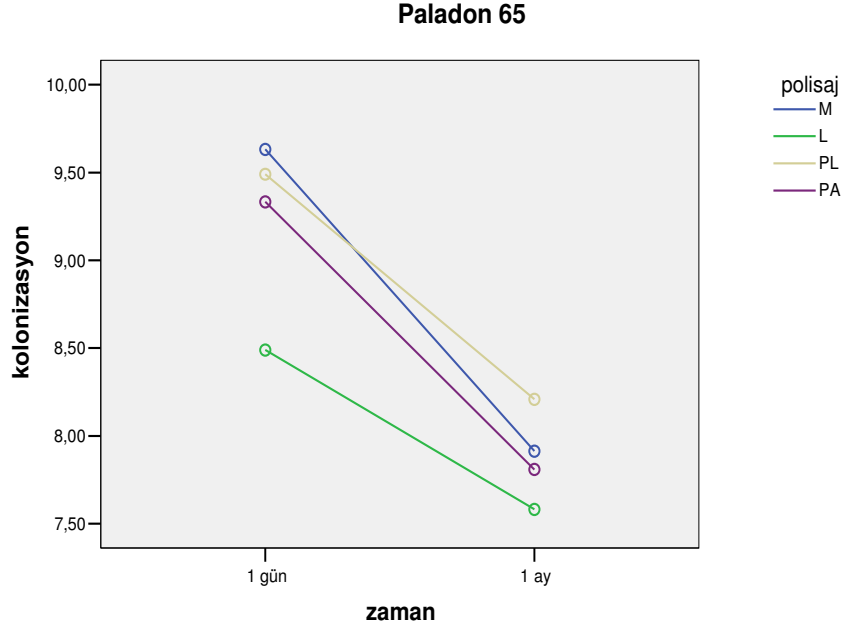
**Tablo 4.3.1.** Gruplara ait bir gün ve bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

GRUPLAR			1 Gün Sonra		1 Ay Sonra		p
Kaide Materyali	Yüzey İşlemi	n	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	
Lucitone 199	M	10	9.88	2.62	8.36	1.63	p<0.05
	L	10	9.37	1.93	7.75	1.35	p<0.001
	PL	10	8.84	2.12	7.75	1.85	p<0.05
	PA	10	10.54	1.51	8.27	1.14	p<0.001
Paladon 65	M	10	9.63	1.21	7.91	1.39	p<0.05
	L	10	8.49	1.73	7.58	1.46	p>0.05
	PL	10	9.49	1.26	8.21	1.17	p<0.05
	PA	10	9.33	2.50	7.81	1.66	p<0.05
Versyo.com	M	10	11.00	1.88	6.42	1.18	p<0.001
	L	10	8.81	1.35	6.15	1.02	p<0.01
	PL	10	9.10	1.14	7.23	2.14	p<0.01
	PA	10	9.10	1.44	6.63	1.12	p<0.01
SR Ivocap Plus	M	10	11.10	1.16	8.28	1.79	p<0.01
	L	10	8.41	1.54	7.38	1.78	p>0.05
	PL	10	9.69	1.05	8.50	1.44	p<0.01
	PA	10	9.46	1.17	7.65	1.41	p<0.01
Acron MC	M	10	11.38	1.71	8.48	1.61	p<0.01
	L	10	9.02	.82	6.88	1.16	p<0.001
	PL	10	10.89	1.46	8.80	1.47	p<0.01
	PA	10	10.07	2.22	8.41	1.79	p<0.01

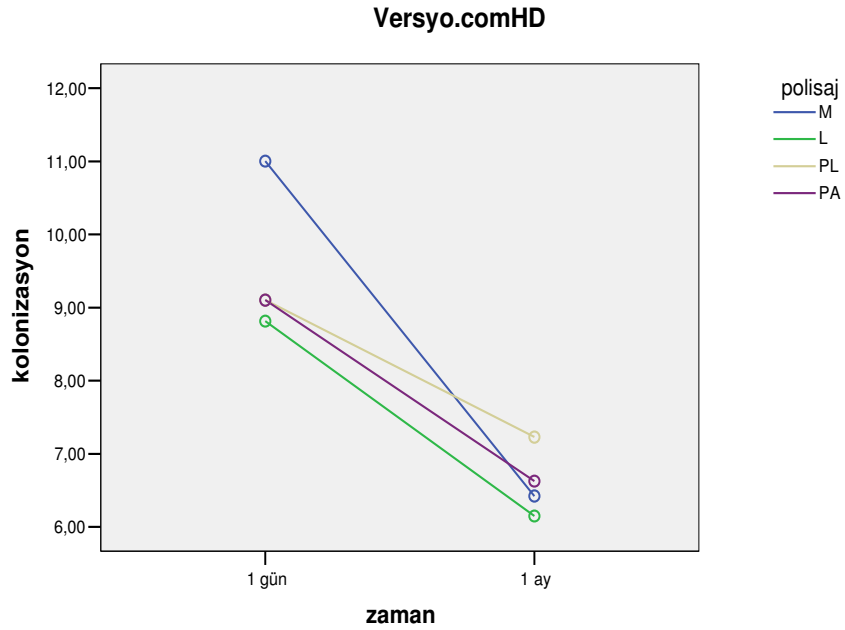
Farklı polisaj işlemleri uygulanan akrilik gruplarına ait bir gün ve bir ay sonrasındaki bakteriyel kolonizasyon değerleri Şekil 4.3.1, Şekil 4.3.2, Şekil 4.3.3, Şekil 4.3.4 ve Şekil 4.3.5' de görülmektedir.



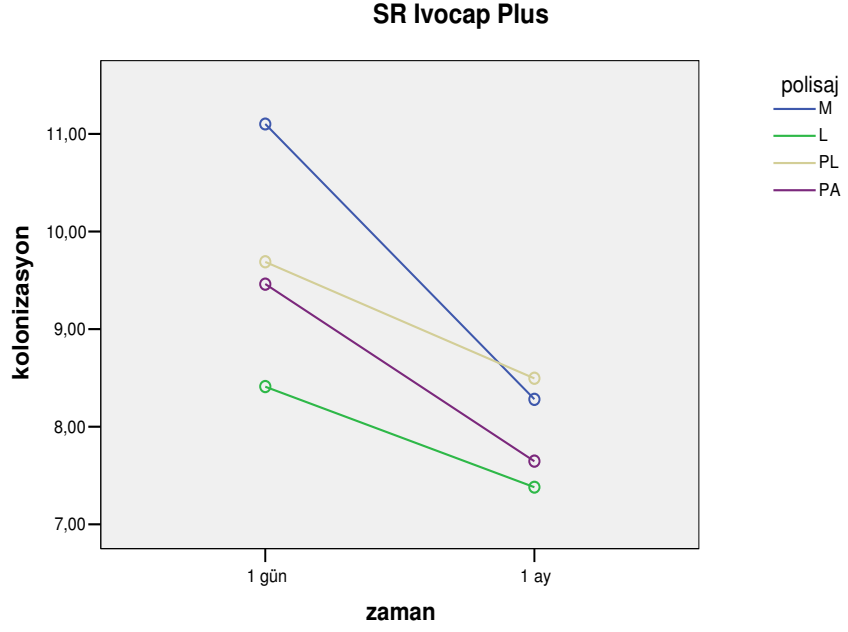
**Şekil 4.3.1.** Lucitone 199 için polisaj işlemlerine göre bir gün ve bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerleri



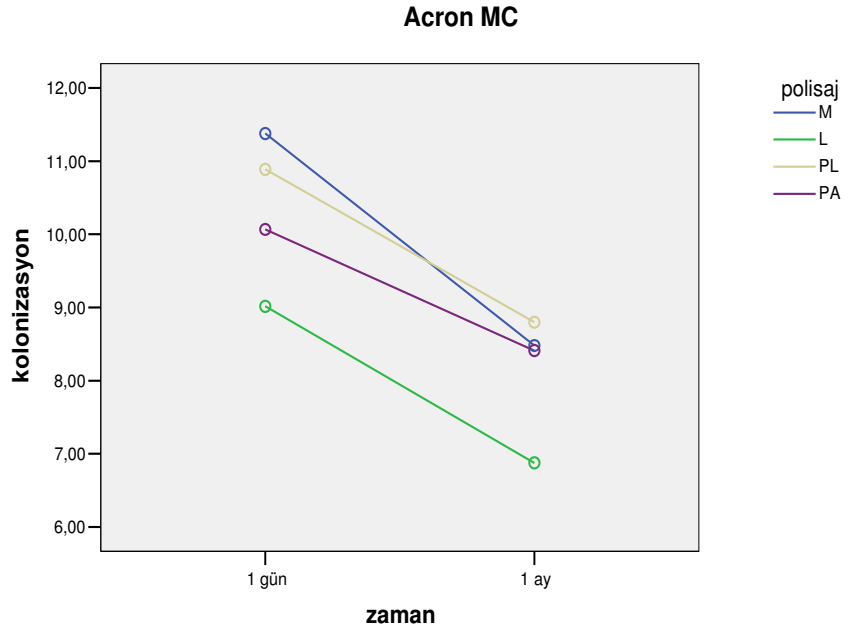
**Şekil 4.3.2.** Paladon 65 için polisaj işlemlerine göre bir gün ve bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerleri



**Şekil 4.3.3.** Versyo.comHD için polisaj işlemlerine göre bir gün ve bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerleri



Şekil 4.3.4. SR Ivocap Plus için polisaj işlemlerine göre bir gün ve bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerleri



Şekil 4.3.5. Acron MC için polisaj işlemlerine göre bir gün ve bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerleri

Bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon verileri için 2 faktörlü (5x4)x10 faktöriyel düzenlenmiş deneme planı sonucuna göre polisaj yöntemlerinden bağımsız olarak akrilik gruplarına ait bakteriyel kolonizasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.01$ ) (Tablo 4.3.2).

Akriliklerden bağımsız olarak polisaj yöntemlerine ait bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.001$ ) (Tablo 4.3.2).

Test edilen akrilikler ve uygulanan polisaj yöntemleri arasındaki etkileşimde bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.3.2).

**Tablo 4.3.2.** Bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon karşılaştırmaları için parametrik çift yönlü varyans analizi sonuçları

	<b>Tip III Kareler Toplamı</b>	<b>df</b>	<b>Kareler Ortalaması</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>Akrilik</b>	60.731	4	15.183	4.137	.003
<b>Polisaj yöntemi</b>	83.209	3	27.736	7.557	.000
<b>Akrilik* Polisaj yöntemi</b>	41.888	12	3.491	.951	.498
<b>Hata</b>	660.623	180	3.670		



Polisaj yöntemleri genel olarak karşılaştırıldığında bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.3' de görülmektedir.

**Tablo 4.3.3.** Bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon açısından polisaj yöntemlerinin Tukey HSD testi ile karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>Kolonizasyon</b>	<b>Farklılık*</b>
L	7.98	a
PA	8.73	b
PL	8.85	b
M	9.24	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

PA (8.73), PL (8.85) ve M (9.24) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamakla birlikte ( $p>0.05$ ), L (7.98) grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sonuçlar elde edilmiştir ( $p<0.05$ ).

Akrilik grupları genel olarak karşılaştırıldığında bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.4' te görülmektedir.

**Tablo 4.3.4.** Bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon açısından akriliklerin Tukey HSD testi ile karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>Kolonizasyon</b>	<b>Farklılık*</b>
Versyo.comHD	8.06	a
Paladon 65	8.56	a,b
SR Ivocap Plus	8.81	a,b
Lucitone 199	8.84	a,b
Acron MC	9.24	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Versyo.comHD (8.06), Paladon 65 (8.56), SR Ivocap Plus (8.81), Lucitone 199 (8.84) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

AcronMC (9.24) grubu ile Paladon 65 (8.56), SR Ivocap Plus (8.81) ve Lucitone 199 (8.84) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamakla birlikte ( $p<0.05$ ), AcronMC (9.24) grubu ile Versyo.comHD (8.06) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.05$ ).

### 4.3.1 Lucitone 199 için bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon değerlendirmesi

Lucitone 199 için farklı polisaj gruplarının bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.1.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.1.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Lucitone 199 kaide materyalinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
PL	8.84	a
L	9.37	a
M	9.88	a
PA	10.54	a

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Polisaj yöntemleri arasında bakteriyel kolonizasyon bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

### 4.3.2 Paladon 65 için bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon değerlendirmesi

Paladon 65 için farklı polisaj gruplarının bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.2.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.2.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Paladon 65 kaide materyalinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
L	8.49	a
PA	9.33	a
PL	9.49	a
M	9.63	a

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Polisaj yöntemleri arasında bakteriyel kolonizasyon bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

### 4.3.3 Versyo.comHD için bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon değerlendirmesi

Versyo.comHD için farklı polisaj gruplarının bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.3.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.3.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Versyo.comHD kaide materyalinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
L	8.81	a
PL	9.10	a
PA	9.10	a
M	11.00	b
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

L (8.81), PL (9.10) ve PA (9.10) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

M (11.00) grubunda diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bir değer elde edilmiştir ( $p<0.05$ ).

### 4.3.4 SR Ivocap Plus için bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon değerlendirmesi

SR Ivocap Plus için farklı polisaj gruplarının bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.4.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.4.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan SR Ivocap Plus kaide materyalinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
L	8.41	a
PA	9.46	a
PL	9.69	a,b
M	11.10	b
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

L (8.41), PA (9.46) ve PL (9.69) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

M (11.10) grubu ile PL (9.69) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmama ile birlikte ( $p>0.05$ ), M (11.10) grubu L (8.41) grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sonuç vermiştir ( $p<0.05$ ).

#### 4.3.5 AcronMC için bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon değerlendirmesi

AcronMC için farklı polisaj gruplarının bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.5.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.5.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan AcronMC kaide materyalinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
L	9.02	a
PA	10.07	a,b
PL	10.89	a,b
M	11.38	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

L (9.02), PA (10.07) ve PL (10.89) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

M (11.38) grubu ile PL (10.89) ve PA (10.07) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmama ile birlikte ( $p>0.05$ ), M (11.38) grubu L (9.02) grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sonuç vermiştir ( $p<0.05$ ).

Bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon verileri için 2 faktörlü (5x4)x10 faktöriyel düzenlenmiş deneme planı sonucuna göre yüzey işlemlerinden bağımsız olarak akrilik gruplarına ait bakteriyel kolonizasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.01$ ) (Tablo 4.3.5).

Akriliklerden bağımsız olarak yüzey işlemlerine ait bakteriyel kolonizasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.3.5).

Test edilen akrilikler ve uygulanan polisaj yöntemleri arasındaki etkileşimde bakteriyel kolonizasyon değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.3.5).

**Tablo 4.3.5.** Bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon karşılaştırmaları için parametrik çift yönlü varyans analizi sonuçları

	<b>Tip III Kareler Toplamı</b>	<b>df</b>	<b>Kareler Ortalaması</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>Akrilik</b>	63.730	4	15.933	7.008	.000
<b>Polisaj yöntemi</b>	24.990	3	8.330	3.664	.013
<b>Akrilik* Polisaj yöntemi</b>	17.040	12	1.420	.625	.820
<b>Hata</b>	409.208	180	2.273		

Polisaj yöntemleri genel olarak karşılaştırıldığında bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.6' da görülmektedir.

**Tablo 4.3.6.** Bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon açısından polisaj yöntemlerinin Tukey HSD testi ile karşılaştırılması

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
L	7.15	a
PA	7.75	b
M	7.89	b
PL	8.10	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

PA (7.75), M (7.89) ve PL (8.10) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

L (7.15) grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sonuç vermiştir ( $p<0.05$ ).

Akrilik grupları genel olarak karşılaştırıldığında bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.7' de görülmektedir.

**Tablo 4.3.7.** Bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon açısından akriliklerin Tukey HSD testi ile karşılaştırılması

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
Versyo.comHD	6.60	a
Paladon 65	7.88	b
SR Ivocap Plus	7.95	b
Lucitone 199	8.03	b
Acron MC	8.14	b

\*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Versyo.comHD (6.60) grubunda diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bir sonuç elde edilmiştir ( $p<0.05$ ).

Acron MC (8.14) , Lucitone 199 (8.03), SR Ivocap Plus (7.95) ve Paladon 65 (7.88) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

#### 4.3.6 Lucitone 199 için bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerlendirmesi

Lucitone 199 için farklı polisaj gruplarının bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.6.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.6.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Lucitone 199 kaide materyalinin bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
PL	7.7481	a
L	7.7496	a
PA	8.2692	a
M	8.3602	a
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

Polisaj yöntemleri arasında bakteriyel kolonizasyon bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

#### 4.3.7 Paladon 65 için bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerlendirmesi

Paladon 65 için farklı polisaj gruplarının bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.7.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.7.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Paladon 65 kaide materyalinin bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
L	7.58	a
PA	7.81	a
M	7.91	a
PL	8.21	a
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

Polisaj yöntemleri arasında bakteriyel kolonizasyon bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

#### 4.3.8 Versyo.comHD için bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerlendirmesi

Versyo.comHD için farklı polisaj gruplarının bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.8.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.8.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan Versyo.comHD kaide materyalinin bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
L	6.15	a
M	6.42	a
PA	6.63	a
PL	7.23	a
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p>0.05).		

Polisaj yöntemleri arasında bakteriyel kolonizasyon bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır (p>0.05).

#### 4.3.9 SR Ivocap Plus için bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerlendirmesi

SR Ivocap Plus için farklı polisaj gruplarının bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.9.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.9.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan SR Ivocap Plus kaide materyalinin bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
L	7.38	a
PA	7.65	a
M	8.28	a
PL	8.50	a
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p>0.05).		

Polisaj yöntemleri arasında bakteriyel kolonizasyon bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır (p>0.05).



#### 4.3.10 AcronMC için bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerlendirmesi

AcronMC için farklı polisaj gruplarının bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.3.10.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.10.1.** Tukey HSD testi sonuçlarına göre farklı polisaj yöntemleri uygulanan AcronMC kaide materyalinin bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	Kolonizasyon	Farklılık*
L	6.88	a
PA	8.41	a,b
M	8.48	a,b
PL	8.80	b
*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ).		

L (6.88), PA (8.41) ve M (8.48) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

PL (8.80) grubu, PA (8.41) ve M (8.48) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermezken ( $p>0.05$ ), L (6.88) grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sonuç vermiştir ( $p<0.05$ ).

#### 4.4 Grupların yüzey pürüzlülüğü, mikro sertlik ve bakteriyel kolonizasyonları arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülüğü, mikro sertlik ve bakteriyel kolonizasyonun birbirleriyle etkileşimini değerlendirmek için yapılan Pearson korelasyon testi Tablo 4.4.1' de görülmektedir.

**Tablo 4.4.1.** Yüzey pürüzlülüğü, mikro sertlik ve bakteriyel kolonizasyon arasındaki ilişki

	<b>Kolonizasyon (1 gün sonra)</b>	<b>Kolonizasyon (1 ay sonra)</b>	<b>Mikro sertlik (başlangıç)</b>	<b>Mikro sertlik (1 ay sonra)</b>	<b>Pürüzlülük</b>
<b>Kolonizasyon (1 gün sonra)</b>	r = 1 p<0.01	r = 0.461 p<0.01	r = - 0.246 p<0.01	r = -0.227 p<0.01	r = 0.182 p<0.05
<b>Kolonizasyon (1 ay sonra)</b>	r = 0.461 p<0.01	r = 1	r = -0.087 p>0.05	r = -0.053 p>0.05	r = 0.052 p>0.05
<b>Mikro sertlik (başlangıç)</b>	r = -0.246 p<0.01	r = -0.087 p>0.05	r = 1	r = 0.840 p<0.01	r = -0.373 p<0.01
<b>Mikro sertlik (1 ay sonra)</b>	r = -0.227 p<0.01	r = -0.053 p>0.05	r = 0.840 p<0.01	r = 1	r = -0.351 p<0.01
<b>Pürüzlülük</b>	r = 0.182 p<0.05	r = 0.052 p>0.05	r = -0.373 p<0.01	r = -0.351 p<0.01	r = 1

Gruplara ait bir gün ve bir ay sonrasındaki kolonizasyon değerleri arasında, bir gün sonrasındaki kolonizasyon ile pürüzlülük değerleri arasında, başlangıç ve bir ay sonrasındaki mikro sertlik değerleri arasında pozitif korelasyon mevcuttur (p<0.05).

Gruplara ait bir gün sonrasındaki kolonizasyon ile başlangıç mikro sertlik değerleri arasında, bir gün sonrasındaki kolonizasyon ile bir ay sonrasındaki mikro sertlik değerleri arasında, başlangıç mikro sertlik ile pürüzlülük değerleri arasında, bir ay sonra mikro sertlik ile pürüzlülük değerleri arasında negatif korelasyon mevcuttur (p<0.05).

Bir ay sonrasındaki kolonizasyon ile başlangıç ve bir gün sonrasındaki mikro sertlik değerleri arasında negatif korelasyon bulunmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı değildir (p>0.05).

Pürüzlülük ile bir ay sonrasındaki kolonizasyon değerleri arasında pozitif korelasyon bulunmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

## 5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzey özelliklerinin plak akümüülasyonu, renklenme, aşınma ve estetik görünüm üzerinde büyük etkisi vardır. Yüzey pürüzlülüğü, protezle temas halinde olan ağız içi dokuların sağlığını doğrudan etkileyen önemli bir özelliktir. Yüzey pürüzlülüğünde 0.3 µm' lik bir artış hastanın dilinin ucu ile fark edilebilmektedir. Bu sebeple pürüzsüz bir yüzey hastanın konforunu da artırır (Jones ve ark., 2004).

Polisajı yapılmış akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğü, kullanılan aşındırıcının partikül boyutuna bağlı olarak 0.03 ile 0.75 µm arasında değişmektedir. 0.2 µm yüzey pürüzlülük değerinin bakteriyel kolonizasyon oluşumu açısından eşik yüzey pürüzlülük değeri olduğu ve bu değer altında bakteriyel kolonizasyonda belirgin bir azalma meydana gelmeyeceği, bununla birlikte 2 µm'lik yüzey pürüzlülük değerinden itibaren kolonizasyonda dramatik bir artış beklendiği belirtilmiştir. 0.12 µm pürüzlülük değerinin pürüzsüz bir akrilik yüzeyin karakteristiği olduğu belirtilmiştir (Quirynen ve ark., 1990; Bollen ve ark., 1997).

Yapılan çalışmalarda pürüzlü akrilik yüzeylerin mikroorganizmaların birikimi ve plak oluşumuna pürüzsüz yüzeylerden büyük ölçüde daha yatkın olduğu ve rezinin yüzey pürüzlülüğünün parlaticının partikül boyutuna bağlı olduğu belirtilmiştir (Bollen ve ark., 1997; Radford ve ark., 1998; Morgan ve Wilson, 2001; Pereira ve ark., 2007). Rezin yüzeyleri üzerine yürütülen mikrobiyolojik çalışmalarda pürüzlü yüzeyler üzerindeki girintilerin, mikroorganizmaları makaslama kuvvetlerinden korudukları ve ağız içi temizlik yöntemleri ile uzaklaştırılmalarını zorlaştıran korunaklı bir ortam oluşturdukları belirtilmektedir. Bir protez yüzeyindeki bu düzensizlikler bazen mikrobiyal hücrelerin yüzeye geri dönüşümsüz olarak tutunmalarına izin vermektedir (Quirynen ve Bollen, 1995; Verran ve Maryan, 1997; Radford ve ark., 1998; Taylor ve ark., 1998).

Ağız içinde mevcut olan çoğu mikroorganizma; özellikle çürükler, periodontal hastalıklar ve protez stomatitinden sorumlu olanlar, varlıklarını ancak sert doku yüzeylerine tutunurlarsa devam ettirebilirler ve koloniler oluşturmaya başlarlar. Sert dental yüzeylere bakteri adezyonunu dental plak akümüülasyonu takip eder. Yüzey pürüzlülüğü ve serbest yüzey enerjisi bu olaylar sırasında anahtar rol oynar (Quirynen ve ark., 1990; Bollen ve ark., 1997).

Quiryne ve arkadaşlarının yaptıkları *in vivo* çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünün plak oluşumunda serbest yüzey enerjisinden daha önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (Quiryne ve ark., 1990; Quiryne ve Bollen, 1995). Akrilik rezinlerde kandida kolonizasyonunun incelendiği çalışmalarda da yüzey pürüzlülüğünün kandidaların yüzeye tutunmasında oldukça etkili olduğu, buna karşın serbest yüzey enerjisinin böyle bir etkisinin bulunmadığı belirtilmiştir. (Serrano-Granger ve ark., 2005; Pereira ve ark., 2007).

Bakteriyel tutunum, geri dönüşümlü ya da geri dönüşümsüz olabilir. Geri dönüşümsüz tutunum asıl olarak yüzey pürüzlülüğü ve zamana bağlı bir safhadır. Yüzey enerjisi ilk faz olan geri dönüşümlü tutunmada daha etkili ikinci bir faktördür. Tutunum mekanizması bakterinin kendisine ve tutunduğu materyalin yüzeyine ait bazı karakteristik özellikler ve çevresel faktörlerden etkilenen oldukça karmaşık bir süreçtir. Hidrofobisite bakteriye ait en önemli özelliklerdendir. Materyale ait hidrofobisite, yüzey pürüzlülüğü, yüzeyin kimyasal yapısı ve çevresel faktörler olan ısı, zaman ve bakteri konsantrasyonu da bu olayı etkileyen faktörlerdir (An ve Friedman, 1998).

Radford ve arkadaşları, 1999 yılında yaptıkları literatür incelemesi sonucunda akrilik rezinler üzerine uygulanan farklı yüzey işlemleri ve bu işlemler sonucunda elde edilen yüzey pürüzlülük değerleriyle ilgili açıklayıcı bilgi içeren az sayıda çalışma bulunduğunu belirtmişlerdir (Radford ve ark., 1999).

Akrilik yüzeyleri uygulanan yüzey işlemlerine göre farklı yüzey pürüzlülüğü değerleri sergilemektedirler.

Ulusoy ve arkadaşları (1986), ısıyla polimerize olan akrilik rezin yüzeyine çeşitli kalınlıklarda aşındırıcı diskler, keçe ile sulandırılmış pomza ve pamuk fırça ile alçı-alkol uygulayarak farklı polisaj grupları oluşturmuşlardır. Bu işlem basamaklarının hepsinin sırayla uygulandığı ya da bazı basamakların atlandığı polisaj gruplarının tümünde 0.2  $\mu\text{m}$ ' lik eşik değerin üzerinde değerler tespit edilmiştir.

Zissis ve arkadaşları (2000), dört protez kaide rezinini alçı ile muflaya alıp polimerizasyon sonrası hiçbir yüzey işlemi uygulamaksızın yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirmişlerdir. Hiçbirisinin bakteriyel tutunum için eşik değer olan 0.2  $\mu\text{m}$ ' lik yüzey pürüzlülüğü değerinin altında sonuçlar vermediğini bildirmişlerdir. Genel olarak protez kaide rezinlerinin Ra değerlerinin 3.4 ile 7.6  $\mu\text{m}$  arasında değiştiği

görülmüştür. Kullandıkları protez kaide rezinlerinden birisi bizim de çalışmamızda kullandığımız Acron MC olup, ortalama Ra değeri 6.8 µm olarak ölçülmüştür.

Morgan ve Wilson (2001), biri ısıyla diğeri kendiliğinden polimerize olan protez kaide rezinlerinden hazırlanan örneklerin yüzeylerini 80, 220, 320, 500, 800 ve 1000 grit' lik silikon karbid zımparalar ile zımparalamışlardır. Bu altı farklı yüzey işlemi sonucunda 0.3 ile 4.7 µm arasında Ra değerleri elde edilmiştir. Daha büyük gritli zımpara kullanımının yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artışa sebep olduğunu belirtmişlerdir. Akrilik rezin yüzeylerine başka hiçbir işlem uygulamaksızın sadece zımpara uygulandığında elde edilen bu Ra değerleri Quirynen' in (1990) belirttiği eşik değerinin üzerindedir. Tek başına zımparalama işlemi ile 0.2 µm' lik pürüzlülük değerine ulaşamamasından dolayı, çalışmamızda mekanik polisaj uygulanan kontrol gruplarındaki örnek yüzeylerine zımparalama işlemine ilave olarak keçe ve pamuk fırça ile sulandırılmış pomza ve alçı-alkol uygulanmıştır.

Braun ve arkadaşları (2003) kimyasal polisaj uygulanan akrilik rezinlerde yüzey yapısını inceledikleri çalışmalarında kendiliğinden polimerize olan ve konvansiyonel ısıyla polimerize olan akrilik kullanmışlardır. Önce tüm örnek yüzeyleri sırasıyla 360, 400, 600 ve 1000 grit' lik zımparalarla soğutma altında bir parlaticı cihazda parlatılmıştır. Daha sonra mekanik polisaj gruplarına yine bir parlaticı cihazda keçe ile sırasıyla sulandırılmış pomza ve sulandırılmış alçı uygulanmış; son olarak 1 µm partikül boyutuna sahip elmas süspansiyon emdirilmiş özel polisaj çuhaları ile parlatılarak mekanik polisaj işlemi tamamlanmıştır. Kimyasal polisaj grubundaki örnekler özel bir kimyasal polisaj cihazı kullanılarak 10 sn süreyle 75 °C sıcaklıktaki özel bir kimyasal polisaj sıvısı içerisine daldırılarak bekletilmiştir. Yapılan SEM incelemesi sonucunda kimyasal polisaj gruplarında mekanik polisaj gruplarına göre daha pürüzsüz bir yüzey elde edildiği gözlenmiştir.

Sayısal değerlerle desteklenen çalışmamızda Braun ve arkadaşlarının görsel-kalitatif verilerine benzer olarak kimyasal polisaj gruplarında, mekanik polisaj gruplarına göre sayısal olarak daha düşük Ra değerleri elde edilmiştir.

Bunun tersine Rahal ve arkadaşları (2004) dört protez kaide rezini üzerine mekanik ve kimyasal polisaj uygulayarak yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırdıkları çalışmalarında mekanik polisaj gruplarında yüzey pürüzlülüğünün kimyasal polisaj gruplarına göre daha az olduğunu belirtmişlerdir. Kullanılan kaide rezinlerinden birisi bizim çalışmamızda da kullanılan Acron MC' dir. Mekanik polisaj gruplarındaki örnek

yüzeyleri önce sırasıyla 320, 400 ve 600 grit' lik zımparalarla zımparalanmış, ardından pamuk fırça ile sulandırılmış pomza ve keçe ile alçı uygulanmıştır. Kimyasal polisaj gruplarındaki örnekler ise zımparalama işleminin ardından özel bir kimyasal polisaj cihazı kullanılarak 10 sn süreyle 75 °C sıcaklıktaki özel bir kimyasal polisaj sıvısı içerisine daldırılarak bekletilmiştir. Mekanik polisaj gruplarında yüzey pürüzlülüğünün daha az olduğu belirtilmiştir. Kimyasal polisaj gruplarında 0.18 ile 0.3 µm arasında Ra değerleri elde edilirken, mekanik polisaj sonrası 0.2 µm' lik eşik değerinin altında sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışma, polisaj materyalleri ve uygulanan yöntem aynı olmamakla birlikte, mekanik polisaj sonrası elde edilen sonuçlar bakımından çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Kimyasal polisajın yüzeysel bir işlem olduğu, bitim işlemlerinden kaynaklanan yüzey düzensizlikleri üzerine bir etkisi olmadığı, kimyasal polisaj öncesinde bitim işlemi 600 den daha ince grit' li zımparalar ile yapılırsa daha pürüzsüz yüzeyler elde edilebileceği belirtilmiş ancak bu hipotezi doğrulayacak başka çalışmalara da ihtiyaç olduğu vurgulanmıştır.

Çalışmamızda kimyasal polisaj işlemi ile Rahal ve arkadaşlarının elde ettiği pürüzlülük değerlerinin altında değerler elde edilmiştir. Buna, kimyasal polisaj öncesinde Rahal ve arkadaşlarının uyguladığı 600 grit' lik zımparalama işlemine ilaveten 1000 ve 1200 grit' lik silikon karbid zımparaların kullanımının ve kimyasal polisajda kullanılan farklı ajanların sebep olduğu düşünülmektedir.

Kuhar ve Funduk (2005), polimerizasyon yöntemleri farklı üç protez kaide rezini üzerine çeşitli hasta başı polisaj kitleri ve laboratuarda polisaj pat ve likitleriyle yapılan polisaj sonrası yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişlerdir. Kullanılan kaide rezinlerinden birisi bizim çalışmamızda da kullanılan SR Ivocap Plus' tır. Silikon karbid partikülleri içeren hasta başında polisaj kitleriyle polisaj sonucu SR Ivocap Plus için 0.05 ile 1.68 µm arasında Ra değerleri elde edilmiştir. Alüminyum oksit partikülleri içeren polisaj patı ve likiti kullanılarak laboratuarda polisaj sonucunda elde edilen Ra değerleri 0.03 ile 0.06 µm arasındadır.

Moura ve arkadaşları (2006) polimerizasyon yöntemleri farklı (mikrodalga ve ısı) iki kaide rezininden hazırladıkları örnek yüzeylerini bir parlatici cihazda sırasıyla 320, 400 ve 600 grit' lik alüminyum oksit kağıtlar ile zımparalamışlardır. Daha sonra mekanik polisaj amacıyla önce fırça ile sulandırılmış pomza, sonra keçe ile alçı uygulamışlardır. İki gruptaki örnekler için ortalama 0.11 ve 0.12 µm Ra değerleri elde edilmiştir.

Çalışmamızda, kullanılan materyaller ve metod aynı olmamakla birlikte, Moura ve arkadaşlarının (2006) çalışmasına benzer olarak mekanik polisaj gruplarında ortalama 0.13 µm Ra değeri elde edilmiştir.

Görüldüğü gibi mevcut çalışmalarda çeşitli gritlerde alüminyum oksit, silikon karbid gibi zımpara kağıtları kullanılarak zımparalama işlemi gerçekleştirilmiş ve ardından mekanik polisaj amacıyla fırça ve keçelerle birlikte sulandırılmış pomza ve alçı, polisaj patları ve likitleri, elmas süspansiyon emdirilmiş çuhalar gibi çeşitli polisaj malzemeleri kullanılmıştır. Çalışmamızda yüzey standardizasyonu amacıyla sırasıyla 600,1000 ve 1200 grit' lik silikon karbid su zımparaları (Del Bel Cury ve ark., 2001; De Oliviera ve ark., 2003; Azevedo ve ark., 2006), mekanik polisaj amacıyla çoğu çalışmada rastladığımız, laboratuvar şartlarında kolaylıkla bulunabilen ve rutin olarak kullanılan keçe ile sulandırılmış pomza ve pamuk fırça ile alçı-alkol karışımı kullanılmıştır. Bu işlemlerin sonucunda tüm gruplar için Quirynen' in belirttiği eşik değerinin altında Ra değerleri elde edilmiştir.

Çalışmamızın sonucunda görüldüğü gibi laboratuvarda gerçekleştirilen konvansiyonel mekanik polisaj işlemi yüzey pürüzlülüğünü azaltmada etkili ve yeterli bir metottur. Ancak kimyasal polisaj işlemi de; yüzey sertliğini artırması, mekanik polisaj ile ulaşılamayan protez üzerindeki girintili bölgelere ve protez iç yüzeyine ulaşarak bu bölgelerin parlatılabilmesi, işlem süresinin kısa olması, daha az ekipman gerektirmesi gibi avantajları göz önünde bulundurulduğunda tercih edilebilecek etkili ve yeterli bir metottur.

Çalışmamızda kimyasal polisaj amacıyla kullanılan ışıkla polimerize olan glaze likitlerinin kullanıldığı ve bu materyallerin bir protez kaide materyali üzerine uygulandıklarında kaidenin yüzey mikro sertliği üzerine etkilerinin karşılaştırıldığı tek bir çalışma mevcuttur. Emmanouil ve arkadaşlarının (2002) yaptığı bu çalışmada Paladon 65 protez kaide materyalinden 50x 100x 0.6 mm boyutlarında hazırlanan örnekler mekanik polisaj amacıyla sırasıyla 800, 1000, 1200 ve 2000 grit' lik silikon karbid zımparalar ile su soğutmalı olarak zımparalanmış, ardından 0.3 ve 10 µm partikül boyutlu alümina patları ile polisaj işlemi tamamlanmıştır. Daha sonra bu örnekler dört gruba ayrılmış, bir gruba başka bir polisaj yöntemi uygulanmazken; bir grupta yüzeye Lightplast- Lack, bir grupta Plaquit ve bir grupta da Palaseal uygulanmıştır. Mikro sertlik ölçümleri 10 sn boyunca 0.3 N (30 gf) yük uygulanarak Knoop cinsinden elde edilmiştir. Her örnek yüzeyinde farklı 12 bölgeden sertlik ölçümü yapılmıştır. Elde



ettikleri ortalama HK değerleri; sadece mekanik polisaj uygulanan grupta 19.1, Lightplast- Lack grubunda 32.3, Plaquit grubunda 28.9, Palaseal grubunda 25.5 olarak bulunmuştur.

Bu değerler bizim çalışmamızda elde edilen sertlik değerlerinden genel olarak daha yüksek olmakla birlikte, ışıkla polimerize olan glazelerin kullanımı sonucunda mekanik polisaja göre çalışmamızda da olduğu gibi mikro sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu görülmüştür. Palaseal' ın etkisi diğerlerine oranla daha az olmuştur. Lightplast-Lack en yüksek değeri vermiştir (Emmanouil ve ark., 2002). Çalışmamızda elde ettiğimiz veriler bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur.

Bu üç materyale ait mikro sertlik değerleri arasındaki farklılıkların, hepsinde kullanılan polimerizasyon yönteminin aynı olmasından dolayı, materyallerin kimyasal yapılarının farklı oluşuyla açıklanabileceği belirtilmiştir. Palaseal diğerlerinden farklı bir içeriğe sahiptir. Plaquit ve Lightplast-Lack' ın içerikleri aynı gibi görünse de polimerizasyon öncesi viskoziteleri farklıdır. Lightplast-Lack daha visközdür. Üretici önerileri doğrultusunda yapılan uygulamayı takiben bu viskozite farklılıkları, polimerizasyon sonrasında akrilik rezin yüzeyinde farklı kalınlıklarda glaze tabakalarının oluşmasına yol açmış olabilir. Tabakalardaki bu kalınlık farklılığına bağlı olarak da, yüzey sertliğinde de farklılıklar ortaya çıkabileceği belirtilmiştir (Emmanouil ve ark., 2002).

Protez stomatitinden sorumlu mikroorganizmalar iyi parlatılmamış protez yüzeyindeki girintilerde birikmektedirler. Emmanouil ve arkadaşlarının (2002) yaptıkları bu çalışmada alınan SEM görüntülerinde kimyasal polisajın uygulandığı tüm yüzeylerde, mekanik polisaj uygulanan yüzeylere kıyasla, pürüzsüz bir görünüm izlenmiştir. Mekanik polisaj uygulanan yüzeylerde ise mekanik işlemlerden kaynaklanan oldukça çok sayıda çizik mevcuttur. Protez yüzeyi ne kadar sert olursa, o oranda da çizilmeye ve gıda ve temizleyiciler yüzünden aşınmaya karşı dayanıklı olacağı bildirilmiştir.

Yapılan bir çalışmada Acron MC protez kaide materyalinden hazırlanan örnek yüzeyleri önce 360, 400, 600 ve 1200 grit' lik zımpara kağıtları ile bir parlatıcı cihazda soğutmali olarak zımparalanmış, daha sonra 1, 3 ve 6 µm partikül boyutuna sahip elmas süspansiyon emdirilmiş özel polisaj çuhaları ile parlatılmıştır. 37 °C distile su içerisinde bekletilen örneklerin 24 saat ve 1 ay sonrasında, bir mikro sertlik ölçüm cihazında 5 sn boyunca 25 g yük uygulayarak mikro sertlik ölçümü yapılmıştır. Acron MC için 1 ay

suda bekletme sonucunda, bizim çalışmamızda da mekanik polisaj sonucunda olduğu gibi, mikro sertlik değerinde bir düşüş gözlenmiş; ortalama HK değeri 24 saat sonra 17.79 iken 1 ay sonra 16.76 olarak bulunmuştur (Del Bel Cury ve ark., 2001).

Azevedo ve arkadaşları (2005) çalışmalarında ısıyla polimerize olan kaide materyalinden hazırlanan örneklere 800 ve 1200 grit' lik silikon karbid zımparalar ile bir otomatik cihazda zımparalama işlemi uygulamışlardır. Vickers cinsinden yapılan sertlik ölçümü sonucunda; 2 gün süreyle 37 °C distile su içerisinde bekletilen örneklerin yüzey sertliğinde başlangıca göre istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğu, ancak takip eden 88 gün boyunca herhangi bir değişiklik olmadığı görülmüştür.

Çalışmamızda mekanik polisaj ve Palaseal gruplarının yüzey mikro sertliği bakımından, her iki ölçüm sonucunda, diğer polisaj gruplarından daha düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür. Başlangıç ve bir ay sonrasındaki mikro sertlik değerleri karşılaştırıldığında, diğer gruplarda anlamlı bir farklılık olmazken, genel olarak mekanik polisaj ve Palaseal gruplarında istatistiksel olarak anlamlı derecede bir azalma meydana geldiği görülmektedir. Bu durum, uygulanan yöntem ve kullanılan materyaller aynı olmamakla birlikte, mekanik polisaj sonucunda zamanla mikro sertlikte azalma olması bakımından Azevedo ve arkadaşlarının çalışması (2005) ve Del Bel Cury ve arkadaşlarının çalışması (2001) ile benzerlik göstermektedir.

Yine Acron MC kullanılan bir çalışmada örnek yüzeyleri sırasıyla 320, 400, 600 ve 1200 grit' lik zımpara kağıtları ile zımparalanmış; 6 gün 37 °C distile su içerisinde bekletildikten sonra, bir mikro sertlik ölçüm cihazında 10 sn boyunca 25 g yük uygulayarak Knoop cinsinden mikro sertlik ölçümü yapılmıştır. Ortalama HK değeri 19.2 olarak bulunmuştur (De Oliviera ve ark., 2003). Bizim çalışmamızda ise mekanik polisaj sonucunda Acron MC için başlangıç (13.88) ve bir ay sonrasında (13.43) daha düşük değerler elde edilmiştir.

Artık monomer plastikleştirici gibi etki ederek akrilik rezinlerin sertliğini olumsuz etkilemektedir (Doğan ve ark., 1995; Braun ve ark., 2003). Mikrodalga ile polimerizasyonda daha yüksek derecede bir dönüşüm olması sebebiyle artık monomer miktarının daha az olduğu belirtilmiştir (Yunus ve ark., 1994; Schneider ve ark., 2002).

Çalışmamızda hem başlangıç hem de bir ay sonrasında Acron MC grubu en yüksek mikro sertlik değerini vermiştir. Bu durum Acron MC' nin mikrodalga enerjisi

ile polimerize olması ve dolayısıyla artık monomer miktarının polimerizasyon yöntemleri farklı diğer akrilik gruplarından daha az olması ile açıklanabilir.

Yapılan bir çalışma uygulanan polisaj, mikro sertlik ölçüm yöntemi ve bekletme süresi çalışmamızla aynı olmamakla birlikte, Acron MC grubunda Lucitone199 ve SR Ivocap Plus gruplarından daha yüksek HK değeri elde edilmesi ve Lucitone 199 grubu ile SR Ivocap Plus grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaması bakımından çalışmamızla benzerlik göstermektedir (Phoenix ve ark., 2004).

Bir başka çalışma uygulanan polisaj, mikro sertlik ölçüm yöntemi ve bekletme süresi çalışmamızla aynı olmamakla birlikte, Acron MC grubunda Lucitone 199 grubuna göre daha yüksek HK değeri elde edilmesi bakımından sonuçlarımızla benzeşmektedir (Smith ve ark., 1992).

Çalışmamızda yüzeye tutunumu değerlendirilen *S. aureus*, protez stomatiti olan hastalarda protez plağında mevcut olan bir bakteri türüdür (Radford ve ark., 1999; Baena-Monroy ve ark., 2005). Protez stomatiti olan hastaların % 84' ünde ağız mukozasında, % 36' sında da protez yüzeyinde *S. aureus* bulunmaktadır. Bununla birlikte protez stomatitli hastalarda *Candida albicans* görülme oranı ağız mukozasında %86 ve protez yüzeyinde %26 olarak bulunmuştur (Baena-Monroy ve ark., 2005).

Yapılan araştırmalarda *Candida albicans* tutunumu daha sık incelenmiş olup, *S. aureus*' un kullanıldığı çalışmaların sınırlı olduğu görülmektedir. Baena-Monroy ve arkadaşlarının (2005) yapmış olduğu çalışmada *S. aureus* oranlarının *Candida albicans* oranlarına benzer olduğu görülmektedir. Bu yüzden çalışmamızda, güncel olması ve bu konuya ışık tutması açısından *S. aureus*' un yüzeydeki tutunumu değerlendirilmiştir.

Verran ve Maryan' ın (1997) çalışmasında yüzeyi parlatılmış ve Ra değeri 0.2 µm olan, kullanıma hazır tabaka halindeki PMMA rezin yüzeyi 600 grit' lik zımpara kağıdı ile pürüzlendirilmiş ve 1.26 µm Ra değeri elde edilmiştir. Pürüzlendirilmiş yüzeylerde pürüzlendirilmemiş yüzeylere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla sayıda *Candida albicans* gözlenmiştir.

Bir başka çalışmada otopolimerizan akrilik rezinden hazırlanan örnekler üzerine çeşitli yüzey işlemleri uygulanarak *Streptococcus oralis*, *Actinomyces viscosus* ve *Candida albicans* tutunumu karşılaştırılmıştır. Ortalama Ra değerleri, pomza ve polisaj patları ile polisajı yapılan örneklerde 0.23 µm, 50 µm' lik alüminyum oksitle

kumlanan örneklerde 1.82 µm, 250 µm' lik alüminyum oksitle kumlanan örneklerde 3.53 µm, mufladan çıktıktan sonra herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan örneklerde 1.68 µm olarak ölçülmüştür. Streptococcus oralis ve Actinomyces viscosus'un farklı yüzey bitimlerine sahip örnek yüzeylerine tutunumları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülmezken; Candida albicans tutunumunun kumlanan ve mufladan çıktıktan sonra işlem görmeyen yüzeylerde polisajlı yüzeylere oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla olduğu görülmüştür (Taylor ve ark., 1998).

Daha önce de bahsettiğimiz Morgan ve Wilson' ın (2001) çalışmasında, akrilik yüzeylerde Streptococcus oralis tutunumu değerlendirilmiştir. Daha büyük grit' li zımpara kullanımının yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artışa sebep olduğu, hem ısıyla polimerize olan hem de kendiliğinden polimerize olan akrilik örneklerde bakteri tutunumunun 2 saat inkübasyon sonunda pürüzlü yüzeylerde pürüzsüz yüzeylere göre daha fazla olduğu, kendiliğinden polimerize olan akrilik rezin örneklerinde yüzey pürüzlülüğünün ve bununla doğru orantılı olarak da bakteri tutunumunun ısıyla polimerize olan akrilikten daha fazla olduğu, 4 saat süreyle inkübasyon sonrasında yüzey pürüzlülüğünün tutunan bakteri sayısı üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir. Kendiliğinden polimerize olan akrilik rezin örneklerinde yüzey pürüzlülüğünün ısıyla polimerize olan akrilikten her koşulda daha fazla oluşunun ısıyla polimerize olan akrilik rezin yüzeyinin daha sert oluşuyla açıklanabileceğini belirtmişlerdir. Yüzey pürüzlülüğü ile sertlik arasında bizim çalışmamızda da benzer bir ilişki mevcut olup, sertlik değerleri azaldıkça pürüzlülük değerlerinin arttığı tespit edilmiştir.

Sesma ve arkadaşları (2005) protez yüzeyine glaze uygulamasının plak oluşumuna etkisini değerlendirdikleri in vivo çalışmalarında; on maksiller hareketli bölümlü protez kullanıcısında protezlerin dokuya bakan yüzeylerinin yarısına Palaseal (kimyasal polisaj) uygulamışlar, diğer yarısına herhangi bir işlem uygulamamışlardır. Bir ay sonra glaze uygulanan ve uygulanmayan yüzeylerden elde ettikleri SEM görüntülerinde; glaze uygulanan alanlarda çok az sayıda mikroorganizma içeren ince bir bakteriyel plak tabakası olduğu, işlem görmemiş alanlarda ise mikroorganizmalardan zengin yoğun plak oluşumu gözlenmiştir. Bununla birlikte üç ay sonra elde edilen SEM görüntülerinde, bazı alanlarda glaze tabakasında çatlaklar meydana geldiği ve hem glaze uygulanmış hem de uygulanmamış yüzeylerde yoğun bir bakteriyel plak tabakası olduğu gözlenmiştir. Bu çatlakların mikro tutucu alanlar oluşturarak bakteriyel

kolonizasyonu artırdığı belirtilmiştir. Sesma ve arkadaşları (2005), hastaların glaze uygulamasının belirli zaman aralıklarıyla tekrarlanması gerektiği konusunda bilgilendirilmelerinin gerektiğini belirtmişlerdir.

Günümüzde dental laboratuvarlar uygulama kolaylığı, kısa bir sürede protez yüzeyinde parlak bir görünüm sağlanabilmesi ve maliyetinin düşük olması sebebiyle protez glazelerini kullanmaktadırlar. Ancak bu gibi avantajlarının yanında bunların ne ölçüde yarar sağladıkları ve sınırları hakkında çok az şey bilinmektedir.

Materyallerin biyouyumluluklarının değerlendirildiği bir çalışmada Plaquit' in hücre kültürleri üzerinde sitotoksik etki gösterdiği ve kuvvetli iritan bir yapıda olduğu belirtilmiştir (Dahl ve ark., 2006).

Vallittu (1996) otopolimerizan akrilik rezin örnekler üzerine Palaseal uygulamış ve Palaseal' in bir bariyer gibi etki ederek artık monomer salınımını azalttığını belirtmiştir (Vallittu, 1996).

Olan-Rodriguez ve arkadaşları (2000) da total protezlerde yumuşak astar üzerine Palaseal uygulayarak 14 gün boyunca ağız ortamında bekletmişler ve bu süre sonunda işlem görmüş ve görmemiş yumuşak astar yüzeyleri arasında bakteriyel kolonizasyon bakımından belirgin fark olduğunu belirtmişlerdir. Palaseal uygulanan yüzeylerde bakteri kolonizasyonunun uygulanmayan yüzeylere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu bildirilmiştir.

Çalışmamızda Palaseal uygulaması sonucunda mekanik polisaja göre, yüzey pürüzlülüğü bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Buna paralel olarak bir gün ve bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon bakımından da Palaseal ve mekanik polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bir ay sonrasında genel olarak bakteriyel kolonizasyon değerlerinde başlangıca göre istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana gelmiştir. Fakat bir aydan daha uzun süreli ve in vivo bir çalışma yapıldığında Sesma ve arkadaşlarının (2005) elde ettiği sonuçlara benzer olarak Palaseal uygulanan örnek yüzeylerinde çatlaklar oluşabileceği ve buna bağlı olarak da kolonizasyonda artış meydana gelebileceği düşünülmektedir.

Akrilik rezinlerde çeşitli yüzey bitimlerinin mikroorganizma tutunumuna etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda, pürüzlü yüzeylere mikroorganizma tutunumunun pürüzsüz yüzeylere göre daha fazla olduğu ortaya konmuştur.

Tüm bu çalışmaların sonuçlarına benzer olarak bizim çalışmamızda da bütün akrilik gruplarında yüzey pürüzlülüğü ile *S. aureus*' un bir gün sonra yüzeydeki kolonizasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede pozitif korelasyon mevcuttur ( $p<0.05$ ). Tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğü değerlerinin büyüklüğüyle orantılı olarak bir gün sonrasındaki bakteriyel kolonizasyon değerlerinde de artış olduğu görülmüştür. Yüzey pürüzlülüğü ile bir ay sonrasındaki kolonizasyon değerleri arasında da pozitif korelasyon mevcuttur fakat bu etkileşim istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Bir gün ve bir ay sonrasındaki kolonizasyon değerleri arasında pozitif bir korelasyon mevcut olmakla birlikte, bir ay sonra bakteriyel kolonizasyon değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. Kolonizasyonda zamanla meydana gelen bu azalmanın hem geri dönüşümsüz tutunmadaki en etkili faktörlerden olan yüzey pürüzlülüğünün tüm gruplarda Quiryne' ın belirttiği  $0.2 \mu\text{m}$ ' lik eşik Ra değerinin altında olması hem de deneysel olarak oluşturulan ortamdaki bakteri konsantrasyonu, kullanılan materyallerin kimyasal yapısı ve bakterilerin canlılıklarını devam ettirebilmeleri ve kolonize olmaları için ortamda bulunması gereken besin miktarı gibi özelliklerden etkilenmiş olabileceği düşünülmektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

1. Polisaj yöntemlerinin düzgün yüzeyler elde etmedeki etkinliği yeterli bulunmuştur. Tüm gruplarda pürüzlülük değerleri bakteriyel tutunum için eşik değer olarak belirtilen 0.2  $\mu\text{m}$ ' nin altındadır.
2. Akrilikler ve polisaj yöntemleri arasındaki etkileşimde yüzey pürüzlülük değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Hangi akrilik-polisaj yöntemi kombinasyonu kullanılırsa kullanılsın pürüzlülük bakımından benzer sonuç vermişlerdir. Aynı durum bakteriyel kolonizasyon için de geçerlidir.
3. Acron MC- Lightplast-Lack kombinasyonu mikro sertlik bakımından en iyi "protez kaide materyali-polisaj işlemi" kombinasyonu olarak önerilebilir.
4. Lightplast-Lack yüzey pürüzlülüğü, mikro sertlik, hem de kolonizasyon bakımından daha iyi sonuçlar ortaya koymasının yanı sıra; ışıkla aktive olan glazelerin ortak özellikleri olan uygulama kolaylığı, işlem süresinin kısalığı ve mekanik polisaj yöntemleri ile ulaşılamayan bölgelerin polisajının yapılabilmesi gibi avantajları da göz önünde bulundurulduğunda, protez kaide materyallerinin polisajında diğer polisaj yöntemlerine alternatif olarak kullanılabilceği söylenebilir.
5. Çalışmamız S. aureus'un, farklı akrilik rezin ve ışıkla polimerize olan kimyasal polisaj materyali yüzeylerine kolonizasyonunun değerlendirildiği tek in vitro çalışmadır. Bu materyal yüzeylerine ağız ortamında doğal olarak bulunan S. aureus' un kolonizasyonunun değerlendirildiği in vivo çalışmaların yapılması uygun olacaktır.
6. Işıkla aktive olan glaze likitlerinin genel olarak mekanik polisaja göre daha iyi sonuçlar verdikleri görülmüştür. Ancak bu glaze materyallerinin akrilik yüzeyleri ve dokularla olan uyumlarının değerlendirilebilmesi için ısısal, mekanik ve kimyasal etkenlerin bir arada olduğu in vivo şartlarda test edildiği daha ileri ve uzun dönemli çalışmaların yapılmasının uygun olacağı düşünülmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

- An, Y.H., Friedman, R.J. (1998). Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterial surfaces. *Journal of Biomedical Materials Research*, **43**, 338-348.
- Anusavice, K.J. (1996). *Philips Science of Dental Materials*, **Tenth Ed.**, WB Saunders Company, Philadelphia.
- Arima, T., Murata, H., Hamada, T. (1996). The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, **23**, 476-480.
- Aslan, Y., Avcı, M. (1990). Monopoly coating on acrylic resin surfaces: a bacteriologic study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **63**, 478-481.
- Azevedo, A., Machado, A.L., Vergani, C.E., Giampaolo, E.T., Pavarina, A.C., Magnani, R. (2006). Effect of disinfectants on the hardness and roughness of relined acrylic resins. *Journal of Prosthodontics*, **15**, 235-242.
- Baena-Monroy, T., Moreno-Maldonado, V., Franco-Martinez, F., Aldape-Barrios, B., Quindos, G., Sanchez-Vargas, L.O. (2005). Candida albicans, Staphylococcus aureus and Streptococcus mutans colonization in patients wearing dental prosthesis. *Oral Medicine and Pathology*, **10**, E27-E39.
- Barsby, M. J. (1992). A denture base resin with low water absorption. *Journal of Dentistry*, **20**, 240-244.
- Bartoloni, J.A., Murchison, D.F., Wofford, D.T., Sarkar, N.K. (2000). Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *Journal of Oral Rehabilitation*, **27**, 488-493.
- Blagojevic, V., Murphy, V.M. (1999). Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *Journal of Oral Rehabilitation*, **26**, 804-808.
- Bollen, C.M., Lambrechts, P., Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental Materials*, **13**, 258-269.
- Braun, K.O., Mello, J.A.N., Rached, R.N., Del Bel Cury, A.A. (2003). Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *Journal of Oral Rehabilitation*, **30**, 91-98.
- Burns, D.R., Kazanoglu, A., Moon, P.C., Gunsolley, J.C. (1990). Dimensional stability of acrylic resin materials after microwave sterilization. *International Journal of Prosthodontics*, **3**, 489-493.
- Busscher, H.J., Geertsema-Doornbusch, G.I., van der Mei, H.C. (1997). Adhesion to silicone rubber of yeasts and bacteria isolated from voice prostheses: Influence



of salivary conditioning films. *Journal of Biomedical Materials Research*, **34**, 201-210.

Craig, R.G., Powers, J.M., Wataha, J.C. (2004). *Dental Materials: Properties and Manipulation*, **Eight Ed.**, St Louis, Mosby.

Çalikkocaoğlu, S. (1998). Tam protezler, **Üçüncü Baskı**, Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği, İstanbul.

Çalikkocaoğlu, S. (2000). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi (Metal olmayan), **Üçüncü Baskı**, T.C. Yeditepe Üniversitesi Yayınları, İstanbul.

Çalikkocaoğlu, S. (2004). Tam protezler, **Dördüncü Baskı**, Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği, İstanbul.

Dahl, J.E., Frangou-Polyzois, M.J., Polyzois, G.L. (2006). In vitro biocompatibility of denture relining materials. *Gerodontology*, **23**, 17-22.

De Oliviera, V.M.B., Leon, B.L.T., Del Bel Cury, A.A., Consani, S. (2003). Influence of number and position of flasks in the monomer release, Knoop hardness and porosity of a microwave-cured acrylic resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, **30**, 1104-1108.

Deb, S. (1998). Polymers in dentistry. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, **212**, 453-464.

Del Bel Cury, A.A., Rached, R.N., Ganzarolli, S.M. (2001). Microwave-cured acrylic resins and silicone-gypsum moulding technique. *Journal of Oral Rehabilitation*, **28**, 433-438.

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

Dyer, R.A., Howlett, J.A. (1994). Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. *Journal of Dentistry*, **22**, 236-241.

Emmanouil, J.K., Kavouras, P., Khegias, Th. (2002). The effect of photo-activated glazes on the microhardness of acrylic baseplate resins. *Journal of Dentistry*, **30**, 7-10.

FDA. (1998). Bacterial analytical manual, **Eight Ed.**, AOAC International, Washington, D.C.

Gomes, M., Broilo, J.R., Walber, L.F., Maccari, P.C.A., Shinkai, R.S.A. (2004). Adaptation of complete denture bases submitted to chemical polishing. *Journal of Applied Oral Science*, **12**, 322-325.

İlbay, S.G., Güvener, S., Alkumru, H.N. (1994). Processing dentures using a microwave technique. *Journal of Oral Rehabilitation*, **21**, 103-109.

- Jagger, D.C., Jagger, R.G., Allen, S.M., Harrison, A. (2002). An investigation into the transverse and impact strength of “high strength” denture base acrylic resins. *Journal of Oral Rehabilitation*, **29**, 263-267.
- Jefferies, S.R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, **42**, 613-627.
- John, J., Gangadhar, S.A., Shah, I. (2001). Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **86**, 424-427.
- Jones, C. S., Billington, R. W., Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, **196**, 42–45.
- Kagermeier-Callaway, A.S., Willerhausen, B., Frank, T., Stender, E. (2000). In vitro colonisation of acrylic resin denture base materials by *Streptococcus oralis* and *Actinomyces viscosus*. *International Dental Journal*, **50**, 79-85.
- Keenan, P.L., Radford, D.R., Clark, R.K. (2003). Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **89**, 37-44.
- Kuhar, M., Funduk, N. (2005). Effect of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **93**, 76-85.
- Lai, C.-P., Tsai, M.-H., Chen, M., Chang, H.-S., Tay, H.-H. (2004). Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dental Materials*, **20**, 133-141.
- Lancette, G.A., Bennett, R.W. (2001). *Staphylococcus aureus* and staphylococcal enterotoxins. In: F.P Downes, K. Ito (eds) *Compendium of Methods for the microbiological examination of foods*, **Fourth Ed.**, American Public Health Association, Washington, DC.
- Mandikos, M.N., McGivney, G.P., Davis, E., Bush, P.J., Carter, J.M. (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**, 386-395.
- May, K.B., Shotwell, J.R., Koran, A., Wang, R.F. (1996). Color stability: denture base resins processed with the microwave method. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **76**, 581-589.
- McCabe, J.F. (1999). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (çeviri:Emine Nayır)*, **Yedinci Baskı**, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul.
- Mello, J.A.N., Braun, K.O., Rached, R.N., Del-Bel Cury, A.A. (2003). Reducing the negative effects of chemical polishing in acrylic resins by use of an additional cycle of polymerization. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **89**, 598-602.

- Memon, M.S., Yunus, N., Razak, A.A. (2001). Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave polymerized, injection-molded denture base polymer. *International Journal of Prosthodontics*, **14**, 214-218.
- Morgan, T.D., Wilson, M. (2001). The effect of surface roughness and type of denture acrylic on biofilm formation by *Streptococcus oralis* in constant depth film fermentor. *Journal of Applied Microbiology*, **91**, 47-53.
- Moura, J.S., da Silva, W.J., Pereira, T., Del Bel Cury, A.A., Rodrigues-Garcia, R.C.M. (2006). Influence of acrylic resin polymerization methods and saliva on the adherence of four *Candida* species. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **96**, 205-11.
- Muhtarogullari, İ.Y., Doğan A., Muhtarogullari M., Usanmaz A. (1999). Thermal and dynamic mechanical properties of microwave and heat-cured poly(methyl methacrylate) used as dental base material. *Journal of Applied Polymer Science*, **74**, 2971-2978.
- O'Brien, W.J. (2002). Dental materials and their selection, **Third Ed.**, Quintessence Publishing Co., Chicago, U.S.A.
- Ofek, I., Doyle, R.J. (1994). Bacterial adhesion to cells and tissues, Chapman and Hall, New York.
- Olan-Rodriguez, L., Minah, G.E., Driscoll, C.F. (2000). *Candida albicans* colonization of surface-sealed interim soft liners. *Journal of Prosthodontics*, **9**, 184-188.
- Orsi, I.A., Andrade, V.G. (2004). Effect of chemical disinfectants on the transverse strength of heat-polymerized acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **92**, 382-388.
- Paravina, R.D., Powers, J.M. (2004). Esthetic color training in dentistry, **First Ed.**, Elsevier-Mosby, China.
- Park, S.E., Periathamby, A.R., Loza, J.C. (2003). Effect of surface-charged poly(methyl methacrylate) on the adhesion of *Candida albicans*. *Journal of Prosthodontics*, **12**, 249-254.
- Pereira, T., Del Bel Cury, A.A., Cenci, M.S., Rodrigues- Garcia, R.C.M. (2007). In vitro *Candida* colonization on acrylic resins and denture liners: influence of surface free energy, roughness, saliva, and adhering bacteria. *International Journal of Prosthodontics*, **20**, 308–310.
- Phoenix, R.D. (1997). Introduction of a denture injection system for use with microwaveable acrylic resins. *Journal of Prosthodontics*, **6**, 286-291.
- Phoenix, R.D., Mansueto, M.A., Ackerman, N.A., Jones, R.E. (2004). Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, **13**, 17-27.

- Polyzois, G.L., Zissis, A.J., Yannikakis, S.A.(1995). The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. *International Journal of Prosthodontics*, **8** , 150–154.
- Quirynen, M., Marechal, M., Busscher, H.J., Weerkamp, A.H., Darius, P.L., van Steenberghe, D. (1990). The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation: an in vivo study in man. *Journal of Clinical Periodontology*, **17**, 138-144.
- Quirynen, M., Bollen, C.M.L. (1995). The influence of surface roughness and surface free energy on supra- and subgingivalplaque formation in man: a review of the literature. *Journal of Clinical Periodontology*, **22**, 1-14.
- Rached, R.N., Del-Bel Cury, A.A. (2001). Heat-cured acrylic resin repaired with microwave-cured one: bond strength and surface texture. *Journal of Oral Rehabilitation*, **28**, 370-375.
- Radford, D.R., Sweet, S.P., Challacombe, S.J., Walter, J.D. (1998). Adherence of candida albicans to denture-base materials with different surface finishes. *Journal of Dentistry*, **26**, 577-583.
- Radford, D.R., Challacombe, S.J., Walter, J.D. (1999). Denture plaque and adherence of candida albicans to denture-base materials in vivo and in vitro. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, **10**, 99-116.
- Rahal, J.S., Mesquita, M.F., Henriques, G.E.P., Nobilo, M.A.A. (2004). Surface roughness of acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *Journal of Oral Rehabilitation*, **31**, 1075-1079.
- Rodrigues Garcia, R.C., Joane Augusto de Souza, Jr., Rached, R.N., Del Bel Cury, A.A. (2004). Effect of denture cleansers on the surface roughness and hardness of a microwave-cured acrylic resin and dental alloys. *Journal of Prosthodontics*, **13**, 173–178.
- Rueggeberg, F.A. (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **87**, 364-379.
- Sadamori, S., Ganefiyanti, T., Hamada, T., Arima, T. (1994). Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **72**, 19-22.
- Schneider, R.L., Curtis, E.R., Clancy, J.M. (2002). Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat- processed denture base. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **88**, 145-150.
- Serrano-Granger, C., Cerero- Lapiedra, R., Campo- Trapero, J., DelRio- Highsmith, J. (2005). In vitro study of the adherence of candida albicans to acrylic resins: relationship. *International Journal of Prosthodontics*, **18**, 392-398.

- Sesma, N., Lagana, D.C., Morimoto, S., Gil, C. (2005). Effect of denture surface glazing on denture plaque formation. *Brazilian Dental Journal*, **16**, 129-134.
- Smith, L.T., Powers, J.M., Ladd, D. (1992). Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. *International Journal of Prosthodontics*, **5**, 315-320.
- Taylor, R., Maryan, C., Verran, J. (1998). Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **80**, 592-597.
- Turck, M.D., Richards, M.W. (1992). Microwave processing for denture relines, repairs, and rebases. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **69**, 340-343.
- Ulusoy, M., Ulusoy, N., Aydın, A.K. (1986). An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **56**, 107.
- Ulusoy, M., Aydın, A.K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
- Vallittu, P.K. (1996). The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. *Acta Odontologica Scandinavica*, **54**, 188-192.
- Verran, J., Maryan, J. (1997). Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **77**, 535-539.
- Wang, L., D'Alpino, P.H.P., Lopes, L.G., Pereira, J.C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, **11**, 162-167.
- Waters, M.G.J., Williams, D.W., Jagger, R.G., Lewis, M.A.O. (1997). Adherence of *Candida albicans* to experimental denture soft lining materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **77**, 306-312.
- Webb, B.C., Thomas, C.J., Harty, D.W.S., Wilcox, M.D.P. (1998). Effectiveness of two methods of denture sterilization. *Journal of Oral Rehabilitation*, **24**, 416-423.
- Whitehead, S.A., Shearer, A.C., Watts, D.C., Wilson, N.H.F. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, **22**, 421-427.
- [www.decs.nhgl.med.navy.mil/DMNOTES/basicprops.pdf](http://www.decs.nhgl.med.navy.mil/DMNOTES/basicprops.pdf), 21. 10. 2007.
- [www.degudent.com/Products/Denture\\_Bases/Lucitone\\_199.asp](http://www.degudent.com/Products/Denture_Bases/Lucitone_199.asp), 21. 10. 2007.
- [www.gcamerica.com](http://www.gcamerica.com), 5. 10. 2007.
- [www.heraeus-kulzer.com](http://www.heraeus-kulzer.com), 8. 11. 2007.

www.ivoclarvivadent.com, 6. 11. 2007.

Yunus, N., Harrison, A., Huggett, R. (1994). Effect of microwave irradiation on flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. *Journal of Oral Rehabilitation*, **21**, 641-648.

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, I. (1993). Diřhekimliđinde Maddeler Bilgisi, Ankara Őniversitesi Dişhekimliği Fakóltesi Yayınları, Ankara.

Zissis, A.J., Polyzois G.L., Yannikakis, S.A., Harrison, A. (2000). Roughness of denture materials: a comparative study. *International Journal of Prosthodontics*, **13**, 136-140.

## ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Samsun'da doğdum. İlköğrenimimin ilk 3 senesini Gülsüm Sami Kefeli İlkokulu'nda, 4. ve 5. sınıfları Özel Ar İlköğretim Okulu'nda, orta ve lise öğrenimimi ise Samsun Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 1996 yılında girdiğim Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden Eylül 2002'de mezun oldum. Eylül 2003'de Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladım, 2005 yılında araştırma görevlisi kadrosuna atandım. Halen aynı anabilim dalında araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım. Bekarım. Yabancı dilim İngilizce'dir.