

**İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**PREPOLİMERİZE POLİMETİLMETAKRİLAT KAİDE
MATERYALLERİNİN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN İN-VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

DT. MUSTAFA OĞUZ ARSLAN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK PROGRAMI

TEZ DANIŐMANI

PROF.DR. ALİ ZAIMOĞLU

MART 2016

İstanbul Aydın Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Programı
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından
Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: / / 2016

Prof. Dr. Ali ZAIMOĞLU
İstanbul Aydın Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Jülide ÖZEN
İstanbul Aydın Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Mehmet Cudi BALKAYA
İstanbul Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

İÇİNDEKİLER

İç Kapak Sayfası	i
Kabul ve Onay Sayfası	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	v
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
Şekiller	viii
Çizelgeler	x
Denklemler	xi
Özet	xii
Abstract	xiii
1.GİRİŞ	1
1.1. Total Protez Kaidelerinin Tarihçesi ve CAD/CAM Teknolojisinin Gelişimi	2
1.2. Polimerler	5
1.2.1. Polimerizasyon	6
1.2.2. Protez kaide materyali olarak kullanılan polimerler	7
1.2.2.1. Akrilik rezinler	7
1.3. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması	9
1.3.1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler	10
1.3.1.1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler	10
1.3.1.2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler	11
1.3.2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler	11
1.3.2.1. Kimyasal olarak polimerize olan konvansiyonel akrilik rezinler	11
1.3.2.2. Kimyasal olarak polimerize olan akışkan akrilik rezinler	11
1.3.2.3. Enjeksiyon kalıplama tekniği ile kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler	12
1.3.3. Görünür ışık ile polimerize olan akrilik rezinler	12
1.3.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler	12
1.3.5. Gamma ışını ile polimerize edilen akrilik rezinler	12
1.3.6. Prepolimerize akrilik rezin bloklar	13
1.4. Piyasada Mevcut Olan CAD/CAM Total Protez Sistemleri	13
1.4.1. CAD/CAM ile total protezlerin hazırlanmasının avantajları	14
1.4.2. Konvansiyonel yöntemle total protez hazırlanmasının dezavantajları	15
1.4.3. Dijital total protezlerin hazırlanma aşamaları	15
1.5. İdeal Kaide Materyallerinde Aranılan Özellikler	17
1.6. Akrilik Kaide Rezinlerinin Bazı Özelliklerinin İncelenmesi	17
1.6.1. Yüzey pürüzlülüğü	17
1.6.1.2. Yüzey pürüzlülüğü önemi	18
1.6.1.3. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri	18
1.6.2. Yüzey hidrofilitesi (Islanabilirlik)	19

1.6.2.1. Yüzey hidrofilitesinin önemi	19
1.6.2.2. Yüzey enerjisi ve hidrofilitenin ölçümü	20
1.6.3. Dayanıklılık (Strength)	22
1.6.3.1. Transvers dayanıklılık	22
1.6.3.2. Transvers dayanıklılığın önemi	23
1.6.3.3. Transvers dayanıklılık ölçüm yöntemleri	23
1.7.Çalışmanın Amacı	24
2.GEREÇ VE YÖNTEM	25
2.1. Çalışmamızda Kullanılan Kaide Materyalleri	25
2.2. Test Örneklerinin Hazırlanması	26
2.2.1. Test örneklerinin hazırlanması için kullanılan gereçler	26
2.2.2. Prepolimerize bloklardan test örneklerinin hazırlanması	27
2.2.3. Kontrol grubu test örneklerinin hazırlanması	29
2.2.4. Örneklerin bitim işlemleri	30
2.2.5. Isıl döngü ile yaşlandırma işlemi	31
2.2.6. Deney gruplarının oluşturulması	31
2.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	32
2.4. Temas Açısı Ölçümleri	33
2.5. Transvers Dayanıklılığın Ölçümü	34
2.6. Tarama Elektron Mikroskobu İncelemesi	36
2.7. İstatistiksel Analiz	36
3.BULGULAR	38
3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	38
3.2. Temas Açısı Bulguları	41
3.3. Transvers Dayanıklılık Testinin Bulguları	45
3.4. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları	49
4. TARTIŞMA	54
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	68
KAYNAKLAR	71
ÖZGEÇMİŞ	83

ÖNSÖZ

CAD/CAM sistemleri ile sabit protetik tedaviler uzun yıllardır yapılmakta ve bu tedavilerde fonksiyonel ve estetik anlamda oldukça başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Bu sistemler ile hareketli protezlerin yapımı ise görece yeni bir konudur. Literatürde, bu amaçla üretilen prepolimerize polimetilmetakrilat protez kaide blokların fiziksel ve mekanik özelliklerinin incelendiği çalışmalar mevcut değildir. Uzmanlık tezimizde ısıl döngü işlemi uygulanmış ve farklı yüzey işlemlerine tabii tutulmuş üç farklı firma tarafından üretilen prepolimerize polimetilmetakrilat bloklar ile ısı ile polimerize olan akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğü, temas açısı, yüzey topografisi ve transvers dayanımlarının in-vitro olarak değerlendirilmesi ve karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Uzmanlık eğitimim boyunca tecrübe ve bilgilerini benden esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof. Dr. Ali ZAIMOĞLU'na,

Fakültemiz Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Jülide ÖZEN'e,

Tez çalışmam süresince yardımlarıyla azmimi artıran Sayın Yrd. Doç. Dr. Gülce ALP'e,

Anabilim dalımızdaki tüm hocalarıma ve çalışma arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimimin başından itibaren sürekli yanımda olan, mesleki ve akademik tecrübelerini her daim bana aktaran, hocalığından ve dostluğundan çok şey öğrendiğim Sayın Yrd. Doç. Dr. Sema MURAT'a,

Hayatım boyunca yanımda olmalarıyla bana büyük bir güven veren, bu günlere gelmemde en büyük emeğin sahibi olan canım aileme sonsuz sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Büyüktür
>	Küçüktür
θ	Teta
°C	Santigrad derece (ısı birimi)
sn	Saniye (zaman birimi)
dk	Dakika (zaman birimi)
sa	Saat (zaman birimi)
g	Gram (ağırlık birimi)
ml	Mililitre (=10 ⁻³ litre, hacim birimi)
mm	Milimetre (uzunluk birimi)
nm	Nanometre (=10 ⁻⁹ m, uzunluk birimi)
μ m	Mikrometre (=10 ⁻⁶ m, uzunluk birimi)
mm ²	Milimetrekare (alan birimi)
N/m ²	Paskal (kuvvet birimi)
Pa	Paskal (kuvvet birimi)
MPa	Megapaskal (basınç birimi)
GPa	Gigapaskal (basınç birimi)
Atm	Atmosfer basıncı
b	Örnek genişliği (mm)
d	Örnek kalınlığı (mm)
E	Eğilme modülü (N/mm ²)
n	Örnek sayısı
N	Newton
p	Yanılma düzeyi
g/cm ³	Özkütle
Ts	Transvers dayanıklılık (N/mm ²)
F	Kırılma anındaki yük (N)
L	Örnek yerleştirilen destekler arasındaki uzaklık (mm)

y	Kırılma anında örnekte meydana gelen defleksiyon (mm)
PMMA	Poli (metil metakrilat)
MMA	Metil metakrilat
PA	Poliamid (Naylon 6,6-6,12)
CO ₂	Karbondiyoksit
cos θ	Sıvının katı yüzey ile yaptığı açının kosinüs değeri
γ_{lh}	Likit - gaz (hava) arayüzey gerilimi
γ_{sl}	Solid - likit arasındaki arayüz gerilimini
γ_{sh}	Solid - gaz (hava) arayüzey gerilimini
SFE	Serbest yüzey enerjisi (Surface Free Energy)
SEM	Tarama Elektron Mikroskopu (Scanning Electron Microscopy)
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
BT	Bilgisayarlı Tomografi
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
3D	Üç boyutlu
CNC	Computer Numerical Control
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
ISO	Uluslararası Standartlar Enstitüsü
PECS	Precision Etching and Coating System

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Özel kaşıkla üst çene silikon ölçüsü	16
Şekil 1.2. Alt çenenin silikon ölçüsü	16
Şekil 1.3. Gotik ark ölçüm kaşığı	16
Şekil 1.4. Gotik ark ile sentrik ilişki kaydı	16
Şekil 1.5. Pupiller arası çizginin belirlenmesi	16
Şekil 1.6. Rehber ile diş boyutunun belirlenmesi	16
Şekil 1.7. Protezin sanal tasarımı	16
Şekil 1.8. Protezin hasta ağzındaki görüntüsü	16
Şekil 1.9. Ra parametresi diagramı	18
Şekil. 1.10. Yüzey üzerindeki damlanın temas açısı ve yüzey gerilim vektörleri	21
Şekil 2.1. Çalışmamızda kullanılan akrilik bloklar	27
Şekil 2.2. Prepolimerize blokların kazıma öncesi CAD programındaki tasarımı	28
Şekil 2.3. Yenadent D-40 CNC cihazı	28
Şekil 2.5. Secotom 10 izomet cihazı	28
Şekil 2.6. 64x10x3,5 mm' lik standart test örnekleri	28
Şekil 2.7. Çalışmamızda kullanılan ısı ile polimerize olan akrilik materyali	29
Şekil 2.8. Kontrol grubu için hazırlanan mum örnekler	29
Şekil 2.9. Mum örneklerin muflaya alınması	30
Şekil 2.10. Çalışmamızda kullanılan test örnekleri	32
A) Yaşlandırma yapılmayan örnekler B) Yaşlandırma yapılan örnekler	
Şekil 2.11. Perthometre cihazı	33
Şekil 2.12. Gonyometre cihazı	34
Şekil 2.13. Hidrofobik yüzey	34
Şekil 2.14. Hidrofilik yüzey	34
Şekil 2.15. Universal test cihazı	36
Şekil 3.1. Materyallerin ısı döngü uygulanan ve uygulanmayan pürüzlü gruplarının Ra değerleri	39
Şekil 3.2. Materyallerin ısı döngü uygulanan ve uygulanmayan parlak gruplarının Ra değerleri	40

Şekil 3.3. Materyallerin ısıt döngü uygulanan ve uygulanmayan pürüzlü gruplarının temas açısı (°) değerleri	43
Şekil 3.4. Materyallerin ısıt döngü uygulanan ve uygulanmayan parlak gruplarının temas açısı (°) değerleri	43
Şekil 3.5. Materyallerin ısıt döngü uygulanan ve uygulanmayan gruplarının eğilme dayanımı değerleri	46
Şekil 3.6. Materyallerin ısıt döngü uygulanan ve uygulanmayan gruplarının eğilme modülü değerleri	47
Şekil 3.7. Kontrol materyalinin ısıt döngü uygulanmamış pürüzlü rneği	50
Şekil 3.8. Kontrol materyalinin ısıt döngü uygulanan pürüzlü rneği	50
Şekil 3.9. Merz materyalinin ısıt döngü uygulanmamış pürüzlü rneği	51
Şekil 3.10. Merz materyalinin ısıt döngü uygulanan pürüzlü rneği	51
Şekil 3.11. Avadent materyalinin ısıt döngü uygulanmamış pürüzlü rneği	52
Şekil 3.12. Avadent materyalinin ısıt döngü uygulanan pürüzlü rneği	52
Şekil 3.13. Polident materyalinin ısıt döngü uygulanmamış pürüzlü rneği	53
Şekil 3.14. Polident materyalinin ısıt döngü uygulanan pürüzlü rneği	53

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Çalışmamızda kullanılan materyaller	25
Çizelge 2.2. Test çalışma grupları	31
Çizelge 3.1. Materyallerin gruplarına göre yüzey pürüzlülüğü Ra (μm) değerleri	38
Çizelge 3.2. Isıl döngünün materyallerin pürüzlü ve parlak gruplarının Ra (μm) değerine etkisi.	39
Çizelge 3.3. Materyallere ve yüzeylere göre Ra ölçümleri	40
Çizelge 3.4. Materyallerin gruplarına göre su temas açısı ($^{\circ}$) değerleri	42
Çizelge 3.5. Isıl döngünün materyallerin pürüzlü ve parlak gruplarının temas açısına ($^{\circ}$) etkisi	42
Çizelge 3.6. Materyallerin birbirleri arasında temas açısı değerlerinin ($^{\circ}$) karşılaştırılması	44
Çizelge 3.7. Materyallerin eğilme dayanımı ve eğilme modülü değerleri	46
Çizelge 3.8. Materyallerin birbirleri arasında eğilme dayanımları ve eğilme modülleri açısından karşılaştırılması	48

DENKLEMLER

Denklem 1.1	$\gamma \cdot lh \cdot \cos\theta = \gamma_{sh} - \gamma_{sl}$ (Young Denklemi)	21
Denklem 1.2	$T_s = 3FL / 2bd^2$ (Transvers Dayanım)	23
Denklem 1.3	$E = FL^3 / 4ybd^3$ (Eğilme Modülü)	24

ÖZET

Prepolimerize Polimetilmetakrilat Kaide Materyallerinin Yüzey Özellikleri ve Mekanik Özelliklerinin İn-vitro Değerlendirilmesi

Yeni üretilen materyallerin yüzey ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi oral sağlığın idamesi açısından son derece önemlidir.

İn-vitro çalışmamızda; günümüzde sıkça kullanılan konvansiyonel ısı ile polimerize (Promolux) rezin materyali ile 3 farklı prepolimerize PMMA kaide bloklarının (Merz, Avadent, Polident) yüzey özellikleri ile eğilme dayanımları/eğilme modülleri incelenmiştir. Ayrıca ısıl döngü işleminin materyallerin yüzey karakteristikleri (yüzey pürüzlülüğü ve hidrofobosite gibi) ve mekanik özelliklerine etkisi de değerlendirilmiştir. Materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve hidrofobosite değerleri (n=10/grup) ise her materyalden hazırlanan pürüzlü ve parlak örnekler kıyaslanarak incelenmiştir.

Örneklerin yüzey pürüzlülükleri profilometre ile ölçülmüştür. Distile suyla yapılan temas açısı ölçümleri materyallerin hidrofobositelerini değerlendirmek için kullanılmıştır. Materyal örneklerinin eğilme dayanımı/eğilme modülleri üç nokta eğme testi kullanılarak test (MPa, n = 10) edilmiştir.

Bütün veriler ANOVA ve Tukey HSD test /Tamhane's T2 testi ile istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Anlamlılık düzeyi $\alpha=0,05$ olarak alınmıştır.

Bütün materyallerin pürüzlü ile parlak örnekleri arasında yüzey pürüzlülüğündeki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur ($p<0,01$). Birbirleri ile karşılaştırılan materyallerin aralarında da yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,01$). Isıl döngü işlemi uygulanmayan pürüzlü gruplarda, materyaller arasında bulunan en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra), Polident ' de ve en düşük ise Merz materyalinde saptanmıştır. Parlak örnekler arasında en yüksek ortalama pürüzlülük değeri (Ra) gösteren materyalin Kontrol, en düşük değeri gösterenin ise Merz olduğu saptanmıştır.

Bütün kaide rezinlerinin pürüzlü yüzeylerinde ölçülen su temas açısı parlak yüzeylerden daha yüksek bulunmuştur ($p<0,01$). Hidrofobik materyallerin pürüzlülüğündeki artış temas açısının da artmasına neden olmuştur.

Bütün materyal gruplarında (ısıl döngü uygulanan/uygulanmayan), en yüksek eğilme dayanımı Polident, en düşük dayanım değeri ise Kontrol materyalinde bulunmuştur ($p<0,01$). En yüksek eğilme modülü Kontrol, en düşük ise Merz materyali için bulunmuştur. Test edilen bütün kaide materyalleri eğilme dayanımı ve modüllü açısından gereksinimleri (65 MPa, 2000 MPa sırasıyla) karşılamışlardır.

Genel olarak, ısıl döngü işlemi materyallerin yüzey pürüzlülüğü, temas açısı, eğilme dayanımı/modülünü negatif olarak değiştirmiştir.

Anahtar kelimeler: Dijital CAD/CAM protezler, yüzey pürüzlülüğü, eğilme dayanımı/modülü, ısıl döngü işlemi.

ABSTRACT

In-vitro Assessment of Surface Properties and Mechanical Properties of Prepolymerized Polymethylmethacrylate Base Materials.

The assessment of newly produced materials in terms of surface and mechanical properties is of paramount importance for maintaining oral health.

In this in-vitro study we assessed the surface properties and flexural strength/flexural modulus of commonly used conventional resin materials polymerized with heat (Promolux) and 3 different prepolymerized PMMA denture base blocks (Merz, Avadent, Polident). Moreover, the effects of thermal cycling on material surface characteristics (such as; surface roughness and hydrophobicity) and on mechanical properties were also evaluated. The surface roughness and hydrophobicity values of materials (n=10/group) were also assessed by comparing rough and smooth surfaces prepared from each material.

The surface roughness values of samples were measured with a profilometer. Using distilled water we measured the contact angle in order to evaluate the hydrophobicity of the materials. Samples of each material were tested for flexural strength and flexural modulus by using a three-point flexural test (MPa, n = 10).

All data were statistically analyzed using ANOVA and Tukey HSD test /Tamhane's T2 test. The significance level was set at $\alpha=0.05$.

For all materials, the surface roughness difference between rough and smooth surfaces was statistically significant ($p<0.01$). Statistically significant differences were also found among materials for surface roughness ($p<0.01$). Among the rough group without thermocycling, the highest mean surface roughness value (Ra) was found in Polident whereas the lowest Ra was found in Merz ($p<0.01$). Among the smooth group materials, the highest mean surface roughness value (Ra) was found in the control material whereas the lowest Ra was found in Merz ($p<0.01$).

For all base resins, the water contact angle measured on rough surfaces were found to be higher than that on smooth surfaces ($p<0.01$). An increase in the roughness of hydrophobic material resulted in an increase in these water contact angle.

In all material groups, the highest mean flexural strength was found in Polident whereas the lowest value was found in the control material ($p<0.01$). The highest mean flexural modulus was found in the control material, whereas the lowest value was found in Merz. The tested denture base materials fulfilled the requirements regarding flexural strength and modulus (65 MPa, 2000 MPa respectively).

In general, thermocycling adversely changed the surface roughness, contact angle and flexural strength/ flexural modulus values of materials.

Key words: Digital CAD/CAM dentures, surface roughness, flexural strength/modulus, thermocycling.

1.GİRİŞ

Bilgisayar ile tasarım ve üretim teknolojisi (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, CAD/CAM) gelişmiş veri toplama ve üretim yeteneği sayesinde diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahiptir. CAD/CAM teknolojisi inley ve onleylerin, full kronların, sabit ve hareketli parsiyel protezlerin, implant desteklerinin, maksillofasiyal protezlerin, hareketli ve sabit implant destekli protezlerin alt yapılarının hazırlanmasında rutin olarak uygulanmaktadır (Miyazaki ve ark., 2009; Bidra ve ark., 2013).

Son yıllarda ise total protez yapımında CAD/CAM teknolojisi konvansiyonel yöntemlere alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır. Anatomik detayları ve profili oluşturmak için bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) gibi bilgisayar destekli medikal görüntüleme yöntemleri ve lazer yüzey tarayıcıları ile optik sistemler kullanılmakta ve bu sayede konturları ve doku adaptasyonu çok iyi düzeyde olan total protezlerin hazırlanabilmesi mümkün olmaktadır (Maeda ve ark., 1994; Kawahata ve ark., 1997; Kanazawa ve ark., 2011; Goodacre ve ark., 2012; Bidra ve ark., 2013).

Ticari olarak üretim yapan firmaların klinik ve laboratuvar protokolleri, manuel ve dijital prosedürlerin kombine kullanılmasını içermektedir. Üretim aşamasında da frezelenmeye uygun prepolimerize polimetilmetakrilat (PMMA) blokların kazınması veya hızlı prototipleme tekniklerinden tabakalama yönteminin kullanılmasıyla sadece 2 klinik randevuda total protezin hastaya teslim edilebilmesi amaçlanmaktadır (Kawahata ve ark., 1997; Goodacre ve ark., 2012; Bidra ve ark., 2013).

Hızlı prototipleme tekniklerinin ayırt edici özelliği, modellerin CAD/CAM sistemlerinde olduğu gibi ana kaynaktan malzeme uzaklaştırılarak ve işlenerek değil, lazer ve sayısal denetim gibi teknolojilerin yardımı ile katmanların tabaka-tabaka yapıştırılarak üretilmesidir. Tabakalama tekniği sayesinde kompleks yapıdaki cisimlerin iç detaylarının ve undercut alanlarının sorunsuz oluşturulması sağlanmaktadır. Total protezlerin klinik kullanım açısından ise CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanması hızlı prototipleme teknikleriyle hazırlanmasından daha uygun görülmektedir.

Bu teknoloji ile kullanılmak için üretilen, konvansiyonel akrilik rezinlere göre daha az pöröz olan ve yüksek ısı ve basınç altında üretilen prepolimerize akrilik blokların daha dirençli olup, düşük yüzey pürüzlülüğü ve homojeniteye sahip oldukları ileri sürülmektedir (Bidra ve ark., 2013; McLaughlin ve Ramos, 2015). Bu amaçla çalışmamızda; prepolimerize PMMA rezin blokların konvansiyonel teknik ile üretilen PMMA kaide rezinleri ile kıyaslanarak mekanik ve yüzey özelliklerinin in-vitro olarak değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

1.1. Total Protez Kaidelerinin Tarihçesi ve CAD/CAM Teknolojisinin Gelişimi

Tarihte protez kaidesi yapımında birçok materyal kullanılmış olup, bu materyallerin seçiminde genel olarak estetik, maliyet, manipüle edilebilirlik ve mekanik özellikler önem kazanmıştır.

İlk protetik kaideler kemik, tahta ve fildişi ve buna benzer materyallerin el ile işlenmesiyle elde edilmişken, döküm tekniklerinin ilerleyişi ile birlikte metal ve metal alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Bu amaçla çoğunlukla gümüş, alüminyum, altın ve soy olmayan metal alaşımları kullanılmıştır (Phoenix, 1996).

1839'da doğal kauçuk sülfürle karıştırılmasıyla elde edilen ve "Vulkanit" olarak adlandırılan vulkanize kauçuk bulunmuştur. İlk kez 1853 yılında protez kaidesi olarak Vulkanit kullanılmıştır. Ancak kahverengi ve aşırı opak oluşu sebebiyle estetik beklentileri karşılayamamıştır (McCabe, 1990; O'Brien, 2002; Rueggeberg, 2002; Khindria ve ark., 2009).

18. yüzyılın ikinci yarısında DeChemant ve DuChateau tarafından ise, porselen protez kaide materyali olarak denenmiş ancak kırılma dayanıklılıklarının fazla oluşu kullanımlarını sınırlandırmıştır. 19. Yüzyılın sonlarına doğru polistiren, epoksi, polivinil akrilik, polikarbonat, poliamid kaide materyali olarak rutin kullanımda uygulanmaya başlanmıştır (Phillips, 1982; Phoenix, 1996).

İlk olarak 1937 yılında polimetilmetakrilat (PMMA) protez kaide materyali olarak "Vernonite" ismiyle piyasaya sunulmuştur. 1946'da protez kaide materyali olarak piyasanın %95'ine PMMA akrilik rezinler hakim olmuştur. Günümüzde de yüksek biyouyumluluk, estetik kalite, laboratuvar işlemlerinin kolaylığı ve pahalı olmamaları sebebiyle en yaygın kullanılan protez kaide materyalleridir (McCabe, 1990; Zaimoğlu ve

ark., 1993; Deb, 1998; Rueggeberg, 2002; Anusavice, 2003; Craig ve ark., 2004; Kwon ve ark., 2012; Murat 2012).

Son yıllarda akrilik rezinlere cam, karbon, polipropilen, polietilen lifleri ve lastik gibi mekanik özellikleri arttırıcı katkı maddeleri ilave edilerek, “güçlendirilmiş akrilik rezinler” (reinforced resins) geliştirilmiştir (Vuorinen ve ark., 2008). Kaide polimerlerine antifungal, antiseptik ilaçlar ve metal nano partiküllerin ilave edilmesi ile antimikrobiyal özellikli polimerlerin üretilmesi de güncel yaklaşımlar arasındadır (Silva ve ark., 2012; Wady ve ark., 2012; Mahross ve ark., 2015).

Maeda ve arkadaşlarının içinde olduğu bir grup Japon araştırmacı tarafından 1994 yılında bilgisayar destekli hızlı prototipleme teknolojisi ile fotopolimerizan rezinden total protezlerin üretimini bildiren ilk rapor yayımlanmıştır. Bu araştırmacılar 3D lazer tarayıcılar ve kameralar ile silikon ölçünün taranmasından sonra 3 boyutlu (3D) lazer lithografi tekniği ile fotopolimerizan rezinden ürettikleri kaidelere, diş renginde kompozit rezinden hazırlanan yapay dişleri bağlayarak total protezin üretimini gerçekleştirmişlerdir.

1997 yılında ise Kawahata ve arkadaşları hastanın var olan protezinin taranarak, dijital olarak kopyalanması ve sonrasında CNC (Computer Numerical Control) milleden cihazında modelaj mumundan protezin dublikatının hazırlanması konseptini açıklamışlardır.

Buss ve Kordass (2006) ilk olarak; taranan dişsiz modeller üzerinden yapılan anatomik ölçümleri ve ortalamalarını kullanarak özel bilgisayar yazılımları ile yapay diş diziminin yapılabilirliği üzerine çalışmışlardır.

Sun ve arkadaşları (2009) ise; dişsiz modellerin ve oklüzal şablonların taranmasının kullanıldığı bir teknik dizayn etmişlerdir. Sanal diş diziminin yapılmasına ve muflanın hazırlanmasına olanak sağlayacak doğrultuda yeni bir program geliştirerek, muflalar hızlı prototipleme tekniği ile print edilmiş ve yapay dişler print edilmiş mufladaki yerlerine yerleştirilerek protez konvansiyonel yolla bitirilmiştir.

Wu ve arkadaşları 2010 yılında, CAD/CAD teknolojisi ile lazer hızlı prototipleme sisteminin birlikte kullanılması sayesinde total protezler için titanyum metal kaidelerin de üretilebileceğini rapor etmişlerdir.

Daha sonraki yıllarda ise birçok araştırmacı diş dizimlerinin dijital olarak hazırlanması, total protezlerin taranmasında Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)’ nin

kullanılması ve üretim aşamasında ise CNC milleden ve hızlı prototipleme teknolojilerinin kullanılması ile ilgili olarak yaptıkları çalışmalarla bu alanın gelişmesine katkı sağlamışlardır (Kanazawa ve ark., 2011; Goodacre ve ark., 2012; Inokoshi ve ark., 2012; Bidra ve ark., 2013).

Bu araştırmacılar Kanazawa ve arkadaşları (2011), 3D KIBT ile hastanın mevcut total proteziyle tarama yaparak, mukoza yüzeylerini ve çene ilişkilerini kaydetmişlerdir. Sonrasında 3D CAD yazılımı kullanılarak oluşturdukları sanal protezleri CNC cihazında kazıyarak, yapay dişleri oluşturulan bu kaideye bağlamışlardır.

Goodacre ve arkadaşları (2012), prepolimerize bloklardan kazınarak hazırlanan ve yapay dişlerin bağlanabileceği CAD/CAM protez kaidelerinin hasta üzerinde ilk denemesini gerçekleştirmişlerdir.

CAD/CAM protezlerin hazırlanması için kullanılan teknikler oldukça umut verici olmasına rağmen ölçü ve model elde edilme aşamasını gerektirmektedirler.

Patzelt ve arkadaşlarının (2013) yapmış olduğu, dişsiz çenelerde konvansiyonel ölçü tekniğine alternatif olarak ağız içi tarayıcıların kullanılmasının uygunluğunun değerlendirildiği in-vitro çalışmanın sonucuna göre; piyasada mevcut olan ağız içi kameraların in vivo kullanımda yeterli olmadıkları saptanmıştır.

Mevcut olan sistemler ile günümüzde CAD/CAM total protezler sadece 2 klinik randevuda hastaya teslim edilebilmektedir (Infante ve ark., 2014). Ancak okluzal dikey boyutun, dudak desteğinin, maksillomandibuler ilişkilerin, insizal kenar pozisyonunun ve mandibuler okluzal planın kontrol edilerek hasta üzerinde doğrulanması mümkün olmamaktadır. Bu dezavantajın üstesinden gelebilmek amacıyla da protezin tamamı yerine sadece kayıt alınan ve diş diziminin yapılacağı protez kaidelerinin CAD/CAM ile oluşturulması düşünülmektedir (McLaughlin ve Ramos, 2015).

Total protezlerin üretiminde yeni teknolojilerin ve materyallerin kullanılmasının en önemli amaçlarından biri polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasıdır. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen protez kaidelerinde polimerizasyon büzülmesi elimine edilmekte ve daha az okluzal hatalara sahip doku uyumu daha iyi olan protezler hazırlanabilmektedir (McLaughlin ve Ramos, 2015).

1.2. Polimerler

Diş hekimliğinde kullanılan kaide materyallerinin büyük bir çoğunluğunu polimerler oluşturur. Polimer terimi; karbon atomunun metalik özellik taşımayan elementler ile meydana getirdiği, çok sayıda parçadan meydana gelen, yüksek molekül ağırlığına sahip bileşikler ifade eder. Monomer adı verilen düşük molekül ağırlığına sahip birimlerin, kovalent bağlarla birbirine bağlanması ile yüksek molekül ağırlıklı bir bileşik olan polimeri meydana getirmesi olayına “**polimerizasyon**” denir.

Bu yüksek ağırlıklı bileşikler binlerce monomerin birleşmesi ile oluşurlar ve kütleleri bu monomerlerin toplam kütlesine eşittir. Aynı tipte monomerlerin bir araya gelmesi homopolimerleri, birbirinden farklı monomerlerin biraraya gelmesi ise kopolimerleri meydana getirir. Kopolimerizasyon işlemi materyallerin fiziksel özelliklerine olumlu yönde katkı yapar. (Zaimoğlu ve ark., 1993; McCabe, 1999; Çalikkocaoğlu, 2000; O’Brien, 2002; Craig ve ark., 2004).

Polimerler düz bir çizgi halinde yani doğrusal yapıda olabildikleri gibi dallanmış yapıda da olabilirler. Dallanmış polimerlerde ana zincire yan dallar bağlanır. Eğer belirttiğimiz yan dallar farklı bir ana zincirden oluşuyorsa bu tip polimerlere çapraz bağlı polimerler ismi verilir. Dallanma polimerlerin çözünürlüklerini azaltırken, çapraz bağlı yapılar çözünmeyi ortadan kaldırır (O’Brien, 2002).

Doğrusal ve dallanmış polimerlerde; monomerler zayıf fiziksel bağlarla birbirlerine bağlanırlar. Ortamı ısıttığımızda zaten zayıf olan bağlar kırılır ve materyal yumuşar. Soğuma ile fiziksel olan bu bağlar tekrar oluşur, sertleşme meydana gelir. Olayda kimyasal değişim meydana gelmez. Bu tip polimerlere “**termoplastik polimerler**” denir. Plastik akrilikler, polivinil akrilikler, PMMA, naylon, polistiren, polietilen, karbonflorür ve viniller termoplastik polimerler grubuna dahildirler (Sali, 1999; O’Brien, 2002).

Çapraz bağlantılı polimerlerde ise asıl bağlar zincirler arasındadır. Bu polimerler kimyasal birleşim sonucunda meydana gelirler, esas olarak ağ yapısı kovalent bağlardan meydana gelmektedir. Bu yüzden ısı ve basınç yardımıyla bir kez şekillendirildikten sonra ikinci bir defa daha şekillendirilemezler. Bu tip polimerlere “**termoset polimerler**” denir. Fenolformaldehit ve vulkanit, çapraz bağlantılı PMMA, bisfenol A diakrilat ve silikonlar bu gruba örnektir (O’Brien, 2002).

1.2.1. Polimerizasyon

Bir veya birden fazla tipte düşük molekül ağırlığına sahip molekülün seri reaksiyon zincirine girerek kendilerinden çok daha büyük olan makromolekülleri oluşturmalarına polimerizasyon adı verilir. Bu şekilde reaksiyona giren monomerlerin türü, sayısı ve polimerizasyona katılma şekilleri polimerizasyon işleminin derecesini belirler. Polimerizasyon işleminin derecesinin yüksekliği, oluşacak makromolekülün fiziksel özelliklerine pozitif yönde katkı yapar.

Polimerizasyon reaksiyonunu başlaması için öncelikle aktivatör olarak kullanılan organik peroksitlerin serbest radikallere ayrışması gerekir. Bu işlemin meydana gelmesi ısıya ya da kimyasal hızlandırıcıların varlığına bağlıdır. Peroksitler ortalama 74 C° sıcaklıkta parçalanırlar ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatırlar. Bunun dışında çeşitli amin türevleri kimyasal hızlandırıcı olarak peroksit ayrışma sürecini başlatabilirler. Amin türevleri oda ısısında serbest radikallere ayrışabildiği için otopolimerize polimerler polimerize olurken ısıya ihtiyaç duymazlar (Craig ve ark., 2000). Bunların dışında polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak amacı ile son yıllarda mikrodalga enerjisi, yüksek dalga boyuna sahip görünür ışık ve gamma ışınlarının kullanımı da sıklıkla kullanılan yöntemlerdendir (Çalikkocaoğlu, 2000).

Polimerizasyon reaksiyonunun iki tipi vardır.

1-Katılma Polimerizasyonu: İki molekülün birleşerek daha büyük bir üçüncü molekülü oluşturduğu reaksiyon tipidir. Bu tip polimerizasyon; reaksiyona giren monomerle tekrar polimerize olabilecek reaktif grupların oluşması ile karakterizedir (McCabe, 1999). Reaksiyonu başlatan reaktif grup başlatıcı olarak adlandırılır. Bu grup iyonik köklü olabileceği gibi serbest köklü de olabilir. Diş hekimliği alanında ki rezinlerin büyük çoğunluğunu üretmek için serbest köklerin açığa çıktığı yöntem kullanılır ve bu reaksiyonlarda ki başlatıcı genellikle benzoil peroksittir (Anusavice, 1996; McCabe, 1999). Bu serbest köklerden biri monomer molekülü ile reaksiyona girerek yeni bir serbest kökün oluşmasını sağlar. Ekzotermik olan ve büyük miktarda ısı açığa çıkaran zincir reaksiyon böylelikle başlamış olur (Anusavice, 1996). Katılma polimerizasyonunda herhangi bir yan ürün oluşmaz (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice 1996; McCabe, 1999).

2-Kondansasyon Polimerizasyonu: Kondansasyon polimerizasyonu katılma polimerizasyonundan reaksiyonun sonucunda açığa çıkan su, alkol, amonyak ve halojen asitleri gibi küçük molekülü yan ürünler ile ayrılır. Kondansasyon reaksiyonları

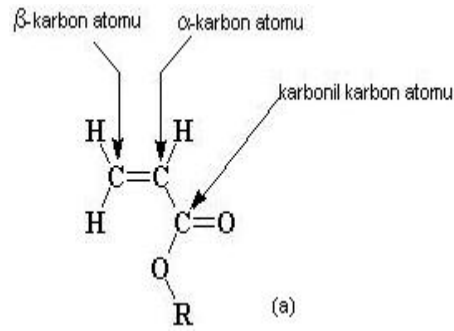
üzerinden ilerleyen bu polimerizasyon tipinde molekül ağırlığı zamanla artarak oldukça yüksek değerlere ulaşır. Reaksiyon monomerlerin birbirlerine ilave olup zinciri büyötmeleri şeklinde gelişir. Kondansasyon polimerizasyonunda işlem son derece yavaş olup, reaksiyonun tamamlanması da dev boyuta ulaşan moleküllerin hareketliliklerinin ve sayılarının azalması ile gerçekleşir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice 1996; McCabe, 1999).

1.2.2. Protez kaide materyali olarak kullanılan polimerler

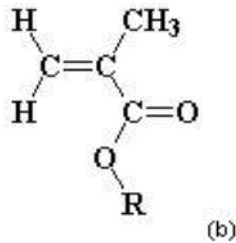
1.2.2.1. Akrilik rezinler

Akrilik rezinler genel olarak etilen türevi olmalarına rağmen bir de vinil grubu içerirler. Diş hekimliği alanında mevcut olan akrilik rezinler iki değişik monomer dizisi olarak kullanılırlar:

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



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



Metakrilik asidin metil esteri olan metilmetakrilatın polimerizasyonu sonucu PMMA elde edilir. Diş hekimliği alanında yaygın olarak kullanılan PMMA hidrofobositesi yüksek bir polimer olup doğrusal yapıya sahiptir. Ultraviyole alanda 250 nm dalga boyuna sahip ışığı geçirebilme özelliğine sahip olması bu materyalin şeffaf olarak tanımlanmasına neden olmuştur ancak kullanım alanına bağlı olarak çeşitli renk pigmentleri ile modifiye edilebilmektedir. Termoplastik olması ve 125 °C' de yumuşaması kolay şekillendirilebilmesini sağlamaktadır. 125 °C ile 200 °C' ye ısıtıldığında kovalent

bağlarını kaybederek depolimerize olmaya başlar. Ultraviyole ışığa maruz bırakılması sonucu herhangi bir renklenmeye uğramaz, oldukça kararlıdır. Organik çözeltilerde çözünür. Yapılan araştırmalarda elastisite modülü 2,4 GPa, gerilme direnci yaklaşık 60 MPa, Knoop sertlik no'su 18-20, yoğunluğu 1.19 g/cm³ olarak bulunmuştur (Rawls, 2003).

Çoğunlukla protetik kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinler toz ve likit kombinasyonu şeklindedirler (O'Brien, 2002; Young, 2010).

Polimer (toz):

Tozun temel içeriğini PMMA oluşturmaktadır. Çoğunlukla ana içerik olan PMMA'a akrilik kopolimer, reaksiyon başlatıcı maddeler, renk pigmentleri ve boyalar, opaklaştırıcı ve plastikleştirici ajanlar eklenmektedir. Tozun polimer içeriği genellikle düzensiz yapıda ve küçük taneciklerden oluşmaktadır (O'Brien, 2002; Rawls, 2003; Young, 2010). Aktivatör olarak kullanılan benzoil peroksit %0,5-1,5 oranında bileşimin içeriğinde bulunur. Normalde şeffaf bir madde olan PMMA kullanılacağı alana göre renk pigmentleri ile karıştırılır. Plastikleştirici olarak di-butilfitalat, güçlendirmek amacı ile alümina, ıslanabilirliğini artırmak için viniltrietoksisilan, gibi maddeler tozun içerisine ilave edilir.

Monomer (likit):

Likitin ana içeriği metilmetakrilattır (MMA). Şeffaf, uçucu, kendine has bir kokuya sahip bir sıvı olan MMA kolayca polimerize olabilmektedir. Düşük vizkoziteye sahiptir. Isı, ışık hatta oksijen ile polimerize olabildiğinden raf ömrünü uzatmak amacı ile içerisine çok düşük miktarda hidrokinon ilave edilmektedir (McCabe, 1990; Craig ve ark., 2004). Materyalin fiziksel özelliklerini geliştirmek, sağlamlığını artırmak amacı ile glikol dimetakrilat gibi çapraz bağlantılı ajanlardan yararlanılmaktadır. Otopolimerize akriliklerin içerisinde aktive edici ajanlar, ışık ile polimerize olanlarının içerisinde ise kamferekinon yer almaktadır (McCabe, 1990; Craig ve ark., 2004).

1.3. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

Polimer yapıları ve polimerizasyon tipleri yönünden farklı şekillerde sınıflandırılırlar. Uluslararası Standartlar Enstitüsü (International Standards Organization; ISO) üretilen tüm bu kaide materyallerini polimerizasyon tiplerine göre 5 farklı gruba ayırmıştır.

ISO Spesifikasyon No: 20795-1:2013

Tip1: Isı ile polimerize olan polimer

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Plastik pat

Tip 2: Otopolimerizan polimer

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Toz ve likit akışkan rezinler

Tip 3: Termoplastik toz içerenler

Tip 4: Işın ile polimerize olan polimer

Tip 5: Mikrodalga ile polimerize olan polimer

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. Enjeksiyon 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

V) Gamma ışını ile polimerize olan akrilikler

1.3.1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler

Reaksiyonu aktive eden ve polimerizasyon işlemini başlatan maddenin serbest köklere ayrılabilmesi için ısıya ihtiyaç duyan rezinlere ısı ile polimerize olan akrilik rezinler denir. Çoğunlukla polimerizasyon 65-70 °C’ de başlar. Aktive edici olarak benzoil peroksit kullanılır. Sıcaklık 60 °C’ ye ulaştığında başlatıcı olan benzoil peroksit parçalanır, CO₂ ve iki serbest kök açığa çıkar. Açığa çıkan bu serbest kök, monomer olan MMA ile reaksiyona girerek çift bağını açar ve bir adet metilmetakrilat serbest kökünü meydana getirir. Bu kök yanındaki monomerin çift bağını açar ve monomerler birbirleri ile bağlanmaya başlar (Phillips, 1991; Phoenix, 2003; Kwon ve ark., 2012).

Günümüzde hemen hemen tüm protez kaidelerinin yapımında ısı ile polimerize olan akrilik rezinler kullanılmaktadır. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler genel olarak toz-likit formunda piyasaya sunulmuşlardır (Phillips, 1991; Anusavice, 2003; Çalikkocaoğlu, 2004; Young, 2010; Kwon ve ark., 2012).

1.3.1.1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler

Muflalama yöntemi olarak bilinen, akrilik rezinin preslenmesi sonrası sıcak su içerisinde ısıya tabii tutulması ilkesine dayanan, protez kaidesi yapımında en sık tercih edilen yöntemdir (Phillips, 1991; Çalikkocaoğlu, 2004; Kwon ve ark., 2012).

Yöntem uygulanırken hazırlanacak akrilik hamurunun toz/likit oranı hacimsel olarak 3/1 şeklindedir. Monomer, polimeri yapılacak işleme uygun kıvama getirmek amacıyla toza karıştırılır. Karıştırılma işleminin başlamasıyla birlikte sırasıyla; ıslak kum safhası, liflenme safhası, hamur veya çalışma safhası ve lastik safhası olmak üzere dört safha meydana gelir. Muflaya akriliğin uygulanma safhası hamur safhası olmalıdır (McCabe, 1990; Keskin, 1993; Kwon ve ark., 2012; Murat, 2012).

1.3.1.2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler

Bu teknikte hamur safhasında olan akrilik, özel muflalar içersindeki hidrokolloid, alçı veya alçı-silikon kalıplara enjeksiyonla sevk edilir ardından ısı ile polimerize edilir. Enjeksiyon yönteminde uygulanan 6 atm' lik hava basıncı polimerizasyon büzülmesini de belirli ölçüde kompanse eder (Phillips, 1991; Keskin, 1993; Memon ve ark., 2001; Kantar, 2005).

1.3.2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler

1.3.2.1. Kimyasal olarak polimerize olan konvansiyonel akrilik rezinler

Sıklıkla soğuk akrilik ya da otopolimerize akrilik olarak adlandırılan, polimerizasyon işlemi için dışarıdan ısı uygulanmasına gerek olmayan kaide materyalleridir.

Tersiyer aminler akseletör olarak monomerin içersine ilave edilirler. Bunlar genellikle N,N-dimetilparatoluidin ve N,N-dihidroksietiltoluidin' dir. Bu maddeler kimyasal aktivatör olarak oda sıcaklığında ekstra ısıya gereksinim duymadan benzoil peroksidi aktive ederler. Karıştırılan toz ve likit bu reaksiyonu başlatır ardından polimerizasyonun başlaması için gerekli olan serbest radikaller açığa çıkar. Reaksiyonun devamı ise ısı ile sertleşen akriliklere benzerdir.

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerde polimerizasyon işlemi tam olarak gerçekleşmez yaklaşık %5 oranında artık monomer bırakırlar. Bu durum hassas bireylerde alerjik reaksiyonların gelişmesine neden olabilmektedir. Bunun yanında oksidasyona uğrayan tersiyer amin içermeleri renk stabilitelelerini olumsuz yönde etkiler ve renk değişikliğine uğrarlar (Anusavice, 2003; Young, 2010; Durkan ve ark., 2012).

1.3.2.2. Kimyasal olarak polimerize olan akışkan akrilik rezinler

Otopolimerizan rezin sistemlerinin yeni bir tipi olup, akışkan rezinler olarak da adlandırılmaktadırlar. Dökülebilmeye özelliği olan, oldukça düzenli partikül yapısına sahip kimyasal olarak polimerize olan rezin sistemleridir. Yüksek sıvı/toz oranında çok daha akışkan kıvamda karıştırılırlar. Karıştırma ve dökme aşamasında gereksiz viskozite artışını önlemek için fazla oranda yüksek molekül ağırlıklı polimer içerirler. Bu teknikte protez modelasyon işlemi ardından özel bir muflaya yerleştirilir. Kalıp materyali olarak alçı yerine hidrokolloid kullanılır (Ulusoy ve Aydın, 2003; Young, 2010).

1.3.2.3. Enjeksiyon kalıplama tekniği ile kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan bazı akışkan rezinler ise enjeksiyon tekniği ile kalıplanarak şekillendirilirler. Bunlar için de özel bir düzenek ve araç gerekmesi kullanımlarını kısıtlamaktadır (Nalbant ve Burgaz, 1990; Keskin, 1993; Young, 2010).

1.3.3. Görünür ışık ile polimerize olan akrilik rezinler

Görünür ışıkla polimerize olan akrilik rezinler monomer içermeyen yapıda olup, üretan dimetakrilat matriks yapısı içerisinde silika doldurucular, akrilik kopolimerlerin birleştirilmesinden oluşurlar. Bu tip rezinlerde ışık ile polimerizasyonun başlayabilmesi için kamferokinon aktive edici olarak bulunmaktadır. Artık monomer içermemeleri alerjik reaksiyona sahip hastalarda kullanımlarını mümkün kılmaktadır. Polimerizasyonu için genellikle 400-500 nm' lik kvartz halojen lambalar kullanılır (Khan ve ark., 1987; Anusavice, 2003; Tanoue ve ark., 2005; Palitsch ve ark., 2012).

1.3.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler

Elektromanyetik alanda moleküllerin dönmesi sonucu belirli bir ısı açığa çıkar. 1968 yılında Nishii, bu yöntemle metilmetakrilatın polimerizasyonunu sağlamıştır. Daha çok konvansiyonel rezinler bu yöntemde kullanılsa da sadece bu yöntemde özgü mikrodalga rezinleri de geliştirilmiştir. Mikrodalga rezinlerinde monomer olarak çoğunlukla etil-metil metakrilat karışımı kullanılmakta olup, çapraz bağlayıcı ajanlar da materyal sertliğini artırmak amacıyla karışımın içerisine eklenmektedir.

Artık monomer miktarının az olması, homojen bir polimerizasyon sağlaması, polimerizasyon büzülmesinin az olması, polimerizasyon işleminin minimal sürede tamamlanması bu tip rezinlerin avantajları arasındadır. Pahalı ekipman gerektirmesi ve özel muflalarının oldukça kırılğan oluşu ise dezavantajlarıdır (Karaağaçoğlu ve Keskin 1996; Rueggeberg, 2002; Lai ve ark., 2004; Çelebi ve ark., 2008; Murat 2012).

1.3.5. Gamma ışını ile polimerize edilen akrilik rezinler

Polimer endüstrisinde sıklıkla kullanılan gamma ışınlama ile polimerizasyon, diş hekimliğinde henüz yaygın olarak kullanılmamaktadır. Isı artışına sebebiyet vermeksizin yüksek penetrasyon özelliğine sahip olan gamma ışınları, polimerizasyonun hızını

artırarak monomerin çok daha etkin bir biçimde polimere dönüşmesini sağlamaktadır (Çehreli ve ark., 2004).

1.3.6. Prepolimerize akrilik rezin bloklar

CAD/CAD sistemlerinde kullanılan prepolimerize PMMA kaide blokları yüksek basınç ve ısı altında üretilmektedirler. Bu nedenle millenen protezlerde konvansiyonel yöntemde görülen büzülme problemi önlenmektedir. Bunun yanında blokların yüksek kondanzasyona sahip olmaları, artık monomer ve pörözite miktarını azaltmaktadır (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014; Liebermann 2015).

1.4. Piyasada Mevcut Olan CAD/CAM Total Protez Sistemleri

Ticari olarak üretim yapan firmaların (Dentca, Avadent, Baltic Sistem) klinik ve laboratuvar protokolleri, manuel ve dijital prosedürlerin kombine kullanılmasını içermekte ve CAD/CAM veya hızlı prototipleme teknolojisi ile sadece 2 klinik randevuda total protezin hastaya teslim edilebilmesini amaçlanmaktadır.

İntraoral 3D tarayıcılar ile dinamik kas ve çene hareketlerinin kaydedilmesi ayrıca dişsiz arkların full dijital ölçüsünün alınması mümkün olmadığından dişsiz arkların ölçüsü manuel olarak konvansiyonel teknik ve materyallerle alınmaktadır. Diğer manuel aşama ise protez kaidesinde oluşturulan yuvalara laboratuvarda yapay dişlerin bağlanmasıdır.

İlk klinik randevu ölçü, oklüzal dikey boyut, maksillomandibuler ilişkiler ve diş seçimi gibi sistematik verilerin toplanmasını 2. klinik randevu ise protezin uyumlandırılması ve hastaya teslim sürecini içermektedir.

AvaDent™ Dijital Protezler (Global Dental Science Europe BV, Tilburg, Hollanda) ve Baltic Protez sistemleri (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya) üretim aşamasında prepolimerize akrilik rezin bloklardan protezlerin kazınması ve yapay dişlerin bu kaideye bağlanması tekniğini kullanmaktadır. Bu sistemlerle alt-üst çene total protezler, implant destekli overdentureler, immediat total protezler, hibrit protezler ve implant cerrahisi için rehberler hazırlanabilmektedir. Güncel olarak ise, yapay dişlerin de kaideyle birlikte kazındığı tek parça monolitik protezlerin hazırlanması da mümkün olmaktadır (Bidra ve ark., 2016).

Dentca™ (Dentca Inc., Los Angels, ABD) sisteminde ise hızlı prototipleme tekniği ile deneme protezi hazırlanmakta, daimi protez ise 3D yazıcılar ile oluşturulan muflalarda

konvansiyonel yöntemle oluşturulmaktadır. Bu teknik ile sadece alt üst çene total protezlerin hazırlanması mümkün olmaktadır.

Bu sistemler ile okluzal dikey boyutun, maksillomandibuler ilişkilerin, dudak desteğinin, maksiller kesici kenar pozisyonunun tam olarak değerlendirilememesi, mandibuler okluzal düzlemin saptanmasının mümkün olmaması, kullanılan materyalin ve laboratuvar ücretinin konvansiyonel teknikten daha yüksek olması gibi dezavantajları vardır. Ayrıca bitimden önce protezin intraoral olarak denenmesinin genellikle mümkün olmaması hekim ve hasta açısından önemli bir dezavantaj oluşturmaktadır.

Konvansiyonel teknikle hazırlanan total protezlerle kıyaslandığında ise tekniğin sağladığı çok sayıda avantaj vardır.

1.4.1. CAD/CAM ile total protezlerin hazırlanmasının avantajları

1-Hasta randevularının sayısı (genellikle 2 randevu) azalmaktadır. Bu durum özellikle yaşlı hastalarda ciddi bir avantaj sağlamaktadır.

2-Milleme için önceden polimerize edilmiş blokların kullanılması nedeniyle protezlerin uyumu ve direnci artmaktadır.

3-Protezin okluzal uyumu minimum ayarlamalarla düzeltilebilmektedir.

4-Yüksek ısı ve basınç altında üretilen prepolimerize akrilik rezin blok materyalinin artık monomerinin az olması ve minimal porözite göstermesinden dolayı mikrobiyal adezyon (*Candida albicans* gibi) potansiyelleri son derece az olduğundan enfeksiyon ve alerjik reaksiyon oluşma riski de çok daha düşük olmaktadır.

5-Dijital verilerin saklanması sayesinde aynı verilerle istenildiğinde protez yeniden üretilebilmektedir.

6-Total protez invaziv olmayan ve geri dönüşü mümkün bir tedavi olduğundan CAD/CAM ile hazırlanan protezin hekim ve hastanın gereksinimlerini karşılamayarak başarısız olduğu durumlarda, millenen protez kaidesindeki yapay dişler çıkarılarak konvansiyonel tekniğe dönülebilinmektedir.

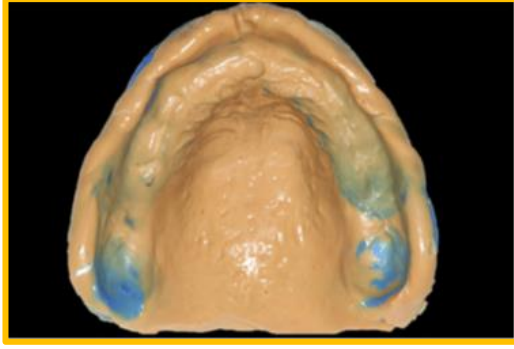
1.4.2. Konvansiyonel yöntemle total protez hazırlanmasının dezavantajları

- 1- Hastalar için en az 4-5 kez klinik işlem randevusu ve teslimden sonra kontrol randevuları gerektirmesi özellikle yaşlı bireylerde tedaviyi zorlaştırmaktadır.
- 2- Hastanın randevularının fazla olması tedaviye ödediği fiyatı da artırmaktadır.
- 3- Laboratuvar ücreti ve zaman gereksinimi duyulmaktadır.
- 4- Polimerizasyon büzülmesi sebebiyle protez kaidesiyle altındaki dokular arasındaki uyum yetersiz olabilmektedir.
- 5- Protezin yeniden dublikatının hazırlanması mümkün olmamaktadır.

Total protezlerin hazırlanmasında CAD/CAM teknolojisinin kullanılması bu dezavantajları önleyebilmektedir.

1.4.3. Dijital total protezlerin hazırlanma aşamaları

- 1-Ölçü aşaması; hastanın mevcut protezi dublike edilerek ölçü ve interoklüzal kayıtların alınmasında kullanılabilir veya ölçü ve oklüzal kayıtlar için özel ölçü kaşığı kullanılmaktadır (Şekil 1.1 ve 1.2).
- 2-Sentrik ilişki kaydı gotik ark çizimi ile kaydedilir (Şekil 1.3 ve 1.4).
- 3-Hastanın orta hattı ve dudak desteği belirlenerek kullanılacak rehberler yardımıyla kullanılacak dişlerin boyutu belirlenir (Şekil 1.5 ve 1.6).
- 4-Klinikte hastadan alınan kayıtlar ve ölçüler lazer ile taranarak dijital olarak kaydedilir.
- 5-Bilgisayar yazılım programı kullanılarak;
 - a- Taranan ölçü kaydı ile maksillomandibuler oklüzal ilişki kayıtları dijital olarak birleştirilir.
 - b- Protez sınırları saptanarak işaretlenir.
 - c- Protez kaidesinin doku yüzeyleri oluşturulur.
 - d- Sanal diş dizimi yapılır.
 - e- Protezin bitim şekli oluşturulur (Şekil 1.7).
- 6-Protezin prepolimerize bloklardan kazınarak üretilmesi gerçekleştirilir (Infante ve ark., 2014), (Şekil 1.8).



Şekil 1.1. Özel kaşıkla üst çene silikon ölçüsü



Şekil 1.2. Alt çenenin silikon ölçüsü



Şekil 1.3. Gotik ark ölçüm kaşığı



Şekil 1.4. Gotik ark ile sentrik ilişki kaydı



Şekil 1.5. Pupiller arası çizginin belirlenmesi



Şekil 1.6. Rehber ile diş boyutunun belirlenmesi



Şekil 1.7. Protezin sanal tasarımı



Şekil 1.8. Protezin hasta ağındaki görüntüsü

1.5. İdeal Kaide Materyallerinde Aranılan Özellikler

- 1- Uygulanması kolay olmalıdır.
- 2- Dokulara uygun renk seçeneklerine sahip olmalı ve uzun süreli kullanımda renk değişikliği göstermemelidir.
- 3- Kullanımları boyunca şekli, hacmi ve boyutları değişmemelidir.
- 4- İntraoral ve ekstraoral kuvvetlere karşı yüksek direnç göstermelidir. Çiğneme kuvvetleri karşısında plastik deformasyona uğramamalıdır.
- 5- Tatsız ve kokusuz olmalıdır.
- 6- Toksik ve karsinojenik etki göstermemeli, alerji, yanma ve irritasyona neden olmamalıdır.
- 7- Islanabilirliği yüksek olmalıdır.
- 8- Bakteri, mantar ve metabolitlerden etkilenmemelidir.
- 9- Kolay temizlenebilmelidir.
- 10- Tesviye ve cilalama işlemleri kolay yapılabilmesi ve iyi parlatılabilmelidir.
- 11- Raf ömrü yeterli olmalıdır.
- 12- Tamiri kolay olmalıdır.
- 13- Artık monomer içeriği ve salınımı minimum olmalıdır.
- 14- Yeterli derecede sert ve aşınmaya dirençli yüzey özelliği göstermelidir.
- 15- Metal, astar maddesi ve yapay dişlere bağlanma derecesi yüksek olmalıdır.
- 16- Isısal iletkenlik düzeyi yeterli olmalıdır.
- 17- Hafif olmalıdır.
- 18- Asidik ve bazik çözeltilerde ve ağız ortamında çözünür olmamalıdır.
- 19- Ucuz ve kolay elde edilebilir olmalıdır.

Yukarıda saydığımız ideale en yakın kaide materyali özelliklerine sahip olan materyal akrilik rezinlerdir.

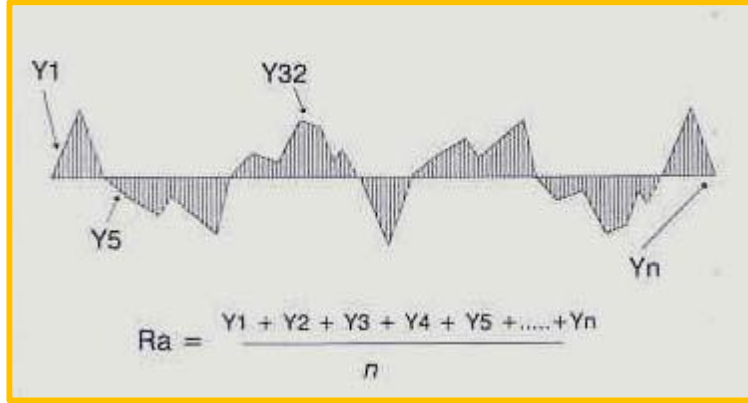
1.6. Akrilik Kaide Rezinlerinin Bazı Özelliklerinin İncelenmesi

1.6.1. Yüzey pürüzlülüğü

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

Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde en sık kullanılan parametre Ra yani ortalama pürüzlülüktür. Ra, profil boyunca orta çizgiden itibaren yüzey yüksekliğinin aritmetik

ortalama sapmasını belirtir (Radford ve ark., 1998). Bu değer bitim işlemleri uygulanmış yüzeylerin düzensizliğinin ölçütüdür ve mikrometre (μm) olarak hesaplanır (Şekil 1.9). Ra değeri için 0,2 μm bir “eşik değeri (threshold)” olarak önerilmiştir. 0,2 μm ' nin altındaki değerlerin bakteri adezyonuna ve patojenitesine etkisi olmadığı belirlenmiştir (Bollen ve ark. 1997).



Şekil 1.9. Ra parametresi diagramı

1.6.1.2. Yüzey pürüzlülüğü önemi

Hareketli protezlerin başarısı, protez kaidesinin ve yapay dişlerin yüzey pürüzlülüğü ile doğrudan ilişkilidir. Bakteriyel adezyon, renk değişimi, çevre oral dokuların sağlığı ve hasta konforu üzerinde yüzey pürüzlülüğü belirleyici rol oynar. Bilindiği üzere materyaldeki pürüzlülüğün artması yüzey alanını artırır, bakteriyel adezyon için uygun bir ortam oluşturur. Makaslama kuvvetleriyle yüzeyden uzaklaştırılan bakteriyel plağın bu retantif sahalarda birikmesi, bakterilerin yüzeye reversible tutunmadan irreversible tutunmaya geçmesini kolaylaştırır (Taylor ve ark., 1998a; Taylor ve ark., 1998b; Müller ve ark., 2007; Katsikogianni ve Missirlis, 2010; Lee ve ark., 2011; Mei ve ark., 2011; Murat, 2012).

1.6.1.3. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü, yüzeye temas ederek ölçüm yapan iğne uçlu tarayıcılar ve yüzeye temas etmeyen lazer tarayıcılarla ölçülebilen iki boyutlu bir parametredir. Yüzey özelliklerinin ve topografisinin belirlenmesinde tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy; SEM) gibi ileri yöntemler de kullanılmaktadır ancak bu amaç için en sık profilometreler kullanılmaktadır (Mendez-Vilas ve ark., 2008; Sudağıdan ve ark., 2010).

Profilometre; hazırlanmış örnek yüzeyi üzerinde sabit doğrusal bir mesafede, boyutları belirli elmas bir uç yardımıyla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır ve yüzey kalitesi ile ilgili değerleri rakamsal olarak verebilmektedir. Bu değerlerden Ra, belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasını; Rmax, belirli bir mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi; Rz ise, bu mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını ifade etmektedir (İnan, 2007).

1.6.2. Yüzey hidrofilitesi (İslanabilirlik)

Solid yüzeylerin likit tarafından ıslatılabilirliği adezyon ve kohezyon kuvvetlerinin birbiri ile ilişkisine bağlıdır. Likit molekülleri arasındaki koheziv kuvvetlere, likit-solid arayüzündeki adeziv kuvvetler baskın gelirse yüzeyin ıslanabilirliği gerçekleşir.

Katıların iç kısmında bulunan moleküller ile dış kısmında bulunan moleküllerin çekimsel davranışları yüzey enerjisi (yüzey gerilimi) adını verdiğimiz durumu meydana getirir. Yüzeydeki moleküller birbirlerini yüzey altında yer alan moleküllere kıyasla daha yüksek kuvvet ile çekerler. Kuvvetler arasında bulunan fark yüzeyde bir gerilime neden olur. Bu gerilim sıvıların yüzeyde yayılmasına karşı bir direnç oluşturarak sıvının damla oluşturacak şekilde büzülmesini sağlar. Bu bağlamda materyallerin yüzey enerjileri ile ıslanabilirlikleri birbirleri ile bağıntılıdır.

1.6.2.1. Yüzey hidrofilitesinin önemi

Ağız içerisinde kullanılan materyallerin ıslanabilirlikleri, bu materyallerin bakteri tutunumu, renklenme, kaide plağı retansiyonu, tükrük vb. sıvıların örtülü alanların ölçüsünün alınması, doğru ve eksiksiz alçı model eldesi gibi özellikleri üzerinde etkilidir. (Anıl,1997).

Hidrofobik materyaller hidrofilik olan materyallere kıyasla daha fazla renk stabilitesine sahip olmaktadır. Bu durum ayrıca düşük serbest yüzey enerjili restoratif materyallerin yüksek serbest yüzey enerjisine sahip olanlardan bakteriyel plak retansiyonuna daha dirençli oldukları şeklinde hipotez edilmektedir.

Medikal alanda kullanılan birçok materyal farklı hidrofobosite ve serbest yüzey enerjisi değerlerine sahiptir. Yüzey özelliklerindeki bu farklılıklar materyallerin biyouyumluluğu üzerinde de oldukça kritik öneme sahiptir.

Mikroorganizmaların hidrofobik yüzeylere mi (amalgam ve rezinler vs.) yoksa hidrofilik yüzeylere mi (metal ve porselen gibi) daha iyi adezyon gösterdiği sorusu günümüzde hala tartışılmaktadır. Yüksek SFE (Surface Free Energy; Serbest Yüzey Enerjisi)'li hidrofilik yüzeylerde, düşük SFE'li hidrofobik yüzeylerdekinden çok daha fazla plak birikimi olduğu in-vivo (Busscher ve ark., 1986; van Dijk ve ark., 1987; Quirynen ve ark., 1990; Busscher ve ark., 1992; Quirynen ve van Steenberghe, 1993; Teughels ve ark., 2006; Busscher ve ark., 2010) ve in-vitro çalışmalarda (Hamza ve ark., 1997; Liu ve Zhao, 2005; Pereni ve ark., 2006; Al-Radha ve ark., 2012) rapor edilmiştir. Bu görüşe zıt olarak, yapılan bazı araştırmalarda ise materyalin serbest yüzey enerjisinin artmasıyla bakteriyel adezyonun azaldığı bulunmuştur (Absolom ve ark., 1983; Brink ve ark., 1993; Luo ve Samaranayake, 2002; Bakker ve ark., 2004; Katsikogianni ve ark., 2008; Katsikogianni ve Missirlis, 2010; Zamperini ve ark., 2010).

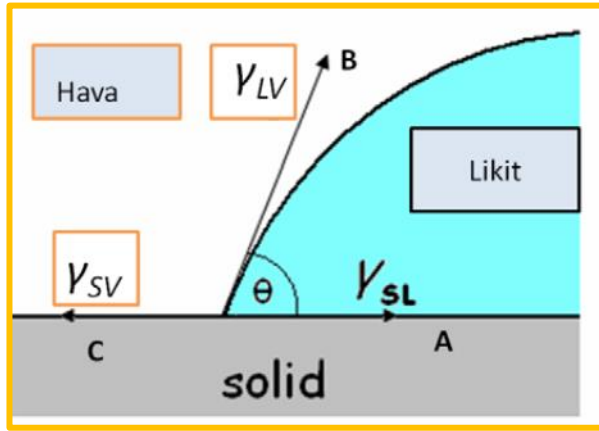
Temas açısı ile yüzey enerjisini etkileyen faktörlerden en önemlisi pürüzlülüktür. Yüzey pürüzlülüğü ve ıslanabilirlik (hidrofilite) arasındaki ilişkiyi açıklamak için ilk Wenzel (1936) tarafından öne sürülen hipotezde; katı cisimlerin yüzey pürüzlülüğü arttıkça, yüzey alanı artmakta ve böylece likite karşı katı cismin afinitesi de artmaktadır. Buna bağlı olarak, hidrofilik materyallerde yüzey pürüzlülüğündeki artış hidrofiliteyi artırırken, hidrofobik materyallerde ise yüzey pürüzlülüğü arttıkça hidrofobite artmaktadır (Lampin ve ark., 1997; Taylor ve ark., 1998b; Nishioka ve ark., 2006).

1.6.2.2. Yüzey enerjisi ve hidrofilitenin ölçümü

Materyallerin yüzey enerjileri (yüzey gerilmeleri) ve ıslanabilirliklerinin belirlenmesinde temas açısı ölçümlerinden faydalanılır. Temas açısı ölçümleri ile materyalin hidrofilitesi ile birlikte polaritesine bağlı olarak sıvı ile katı yüzey arasındaki etkileşim de ortaya konulabilir. Bununla birlikte temas açısı katının serbest yüzey enerjisi ve sıvının yüzey gerilimi için karakteristiktir (Yoon ve Ravishankar, 1996; Doyle, 2000; Sipahi ve ark., 2001; Özcan, 2006).

Bir sıvının temas açısı (θ); şekil 1.10'da gösterilen, üç faz (solid-hava-likit) üzerindeki iki arayüzey arasında oluşan açıdır (A ve B vektörleri arasındaki açı) veya basit olarak sıvı damlasının katı yüzeyine dokunduğu noktadan, sıvı damlasının çizdiği dairenin tanjantıdır (Kwok ve ark. 1998). Aşağıdaki şekilde: A vektörü γ_{sl} ; solid ve likit arasındaki arayüz gerilimini, B vektörü γ_{lh} ; likit ile gaz (hava) arasındaki arayüz gerilimini ve C vektörü

ışık ise; solid ve gaz (hava) arayüz gerilimini göstermektedir (van Loosdrecht ve ark., 1990).



Şekil. 1.10. Yüzey üzerindeki damlanın temas açısı ve yüzey gerilim vektörleri (van Loosdrecht ve ark., 1990).

Denklem 1.1; Young Denklemi olarak bilinmektedir. Bu eşitlik damlanın temas açısı ve üçlü fazın arayüzey gerilimleri arasındaki ilişkiyi belirtmektedir.

$$\gamma_{lv} \cdot \cos\theta = \gamma_{sh} - \gamma_{sl} \quad (\text{Denklem 1.1}) \quad (\text{Young Denklemi})$$

Solid-hava arayüzey gerilimi, solid-likit yüzey geriliminden büyük ise ($\gamma_{sh} > \gamma_{sl}$), $\cos\theta$ pozitif olacaktır. Bu durumda sıvı yüzeyi ıslatır ve temas açısının 90° ile 0° arasında olduğunu gösterir. Bu yüzeylere ‘Hidrofilik’ denir.

Solid-likit arayüzey gerilimi, katı-hava yüzey geriliminden büyük ise ($\gamma_{sl} < \gamma_{sh}$), $\cos\theta$ negatif olacaktır. Bu durumda sıvı yüzeyi ıslatmaz ve temas açısının 90° ile 150° arasında olduğunu gösterir. Bu yüzeylere ‘Hidrofobik’ denir. Temas açısı 150° ’den büyük olan yüzeylere ise ‘Süperhidrofobik’ denir.

Kısacası; su temas açısı arttıkça yüzey daha hidrofobik olmaktadır.

Üç çeşit temas açısı ölçüm yöntemi vardır. Serbest yüzey enerjisinin birleşenleri aracılığıyla solid yüzeylerin karakterize edilmesi amaçlandığında, temas açısı ölçümlerinin yapılması gerekir. Temas açısı ölçümleri için “Yapışık damlacık tekniği” (Sessile drop technique) ve “Yakalanmış baloncuk tekniği” (Captive bubble technique) düz yüzeyler için en sık kullanılan yöntemlerdir (Mabboux ve ark., 2004; Buzoğlu ve ark., 2009; Montes Ruiz-Cabello ve ark., 2011; Kobayashi ve ark., 2012). Ayrıca Neumann ve Good (1979), tarafından geliştirilen “Wilhelmy dinamik kap tekniği” (Wilhelmy plate technique) de temas açılarının saptanmasında kullanılmaktadır.

-Yapışık damlacık yöntemi (Duran damla yöntemi):

Sıklıkla kullanılan bu yöntemde, yere paralel katı üzerine belli hacimde bir su damlası yerleştirilir. Katı üzerinde küresel bir şekil oluşturan su damlasının, bu yüzey ile oluşturduğu açı ölçülür (Aydın ve ark., 1997). Bu yöntemde “gonyometre” adı verilen, yatay tablasına damlatılan sıvı damlasının yüksek kalitede fotoğrafını alan ve bir bilgisayar programı yardımı ile temas açısını ölçen bir cihazla yapılır. Eğer yüzeyler pürüzlü veya kimyasal olarak heterojen ise damla biriktirme ile temas açısı ölçümü yapmak anlamsızdır. Çünkü temas açısı ölçümü için ideal yüzey pürüzsüz ve kimyasal açıdan homojen olmalıdır (Kwok ve ark., 1998; Murat, 2012).

1.6.3. Dayanıklılık (Strength):

Bir materyal üzerine uygulanan dış kuvvete yük (load), uygulanan kuvvetin birim alana oranına ise gerilim (stress) adı verilir. Uygulanan kuvvetin yönüne göre çekme, basma ve makaslama olmak üzere üç değişik gerilim tipi vardır.

Materyalin dayanıklılığı, materyalin belirli miktarda plastik deformasyon gösterdiği veya kırılmanın gerçekleştiği ortalama gerilim (stress) derecesi olarak tanımlanır. Uygulanan kuvvetin yarattığı gerilim tipine göre çekme, basma, makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır.

Protez kaide materyali olarak kullanılacak akrilik rezinlerin dayanıklılıkları rezinin polimerizasyon derecesine ve bileşimine hazırlanma koşullarına, su emilimine ve sıcaklık değişimlerine bağlıdır. Dayanıklılık; ayrıca gerilme oranı, test örneğinin şekli, bitim yüzeyi ve materyalin test edildiği ortam gibi birçok değişkene göre de farklılık gösterebilmektedir (Zaimoğlu ve ark. 1993).

1.6.3.1. Transvers dayanıklılık

Enine dayanaç olarak da isimlendirilen transvers dayanıklılık (eğilme dayanımı; flexural strenght); aynı anda çekme, basma ve makaslama gerilimlerine karşı gelişen dayanımın eş zamanlı olarak ölçümüne dayanır. İn-vivo yükleme tipine en yakın test olan transvers dayanıklılık testi protez kaidelerinin değerlendirilmesinde basma veya germe dayanımı ölçümlerine kıyasla daha yaygın bir biçimde kullanılmaktadır (Craig ve Powers, 2004).

1.6.3.2. Transvers dayanıklılığın önemi

Materyallerin mekanik özellikleri, materyallerin uygulanan kuvvete cevabıyla ilişkilidir. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin bazı mekanik özelliklere sahip olması gereklidir. Bunların başında ağız içerisinde materyalin maruz kalacağı çok yönlü gerilimlere karşı göstermesi gereken mukavemet gelmektedir. Çiğneme işlemi sırasında yapay dişler ve protez kaidesi üzerine çok farklı yönlerde yükler gelmektedir. Bu yüklerin yarattığı gerilimler protez üzerinde yıkıcı etkiler yapmaktadır. Bir materyalin çiğneme kuvvetleri karşısında uzun vadede kırılmadan başarılı olabilmesi için transvers dayanıklılığının en az 65 MPa olması gerekmektedir. Bunun yanında özellikle sert gıdaların çiğnenmesi sırasında materyalin esnemenen rijit bir biçimde fonksiyon görmesi oldukça önemlidir (McCabe, 1990).

1.6.3.3. Transvers dayanıklılık ölçüm yöntemleri

Transvers dayanıklılığın (eğilme dayanımı; flexural strenght) ölçülmesinde üç nokta eğme testi kullanılmaktadır. İki uçtan desteklenen bar üzerine yerleştirilen örneğe kırılma gerçekleşinceye kadar artan statik yük uygulanır. Bu esnada bilinen tüm gerilim tipleri meydana gelmekle birlikte esas belirleyici gerilim örneğin alt yüzeyinde meydana gelen çekme gerilimidir. Yük uygulandığında örnek eğilir. Düz şerit şeklindeki örnekler için sonuç gerilme, örneğin üst yüzeyinin (basma gerilmesi) uzunluğunda azalma ve alt yüzeyi (çekme gerilmesi) uzunluğunda ise artış ile temsil edilir. Karşılıklı oluşan bu zıt gerilimler nötral bir alan oluşturur buna bağlı olarak gerilme sıfırlanır ve örneğin boyutlarında değişiklik gözlemlenmez. Örneğin destek bölgesine yakın uç kısımlarında ise makaslama gerilimleri meydana gelir (Anusavice, 2003).

Üç nokta eğme test cihazında, rezin örnekleri kırmak için gerekli olan maksimum yük elde edilerek transvers dayanım aşağıdaki formülle hesaplanır.

$$T_s = 3FL / 2bd^2 \quad (\text{Denklem 1.2})$$

T_s = Transvers dayanıklılık (Eğilme dayanımı; Flexural strenght) (N/mm²)

F = Kırılma anındaki yük (N)

L = Örnek yerleştirilen destekler arasındaki uzaklık (mm)

b = Örnek genişliği (mm)

d = Örnek kalınlığı (mm)

Üç nokta eğme testinden çıkarılabilecek bir diğer sonuç ise eğilme modülü (flexural modulus)' dür. Eğilme modülü esas olarak elastisite modülü ile aynı anlama gelmemekle birlikte materyallerin esneklik ve rijitliklerinin tanımlanmasında önemli bir parametredir. Eğilme modülü aşağıda ki formüle göre hesaplanır.

$$E=FL^3/4ybd^3 \quad (\text{Denklem 1.3})$$

E= Eğilme modülü (N/mm²)

F = Kırılma anındaki yük (N)

L = Örnek yerleştirilen destekler arasındaki uzaklık (mm)

y= Kırılma anında örnekte meydana gelen defleksiyon (mm)

b = Örnek genişliği (mm)

d = Örnek kalınlığı (mm)

1.7. Çalışmanın Amacı

Total protezlerin yapımında konvansiyonel yöntemlere alternatif olarak, CAD/CAM ve hızlı prototipleme teknikleriyle total protez üretimi son yıllarda üzerinde durulan bir konu haline gelmiştir. Bu amaçla CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere prepolimerize PMMA kaide blokları birçok firma tarafından piyasaya sürülmektedir.

Yeni üretilen bu tip materyallerin klinik uygulanma şekillerinin incelendiği vaka raporları mevcut olmakla birlikte, materyallerin ağız ortamında kullanılmaya uygun olup olmadığını değerlendiren herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu doğrultuda araştırmamızda; 3 farklı firma tarafından üretilmiş olan prepolimerize PMMA kaide blokları ile konvansiyel ısı ile polimerize olan PMMA' ın, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey hidrofilitesi gibi yüzey özellikleri ile eğilme dayanımı ve eğilme modülleri gibi mekanik özelliklerinin incelenmesi ve kıyaslanması amaçlanmıştır. Ayrıca her materyal grubundaki örneklerin yarısına ısı döngü işlemi uygulanarak yapılan yaşlandırma işlemi ile uzun dönem ağız içi kullanımın bu özelliklere etkilerinin araştırılması hedeflenmiştir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın konvansiyonel test örneklerinin hazırlanması İstanbul Aydın Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında, prepolimerize blokların CNC cihazı ile kazınması Bahar Dental Diş Protez Laboratuvarında, ısı döngü ile yapay yaşlandırma işlemi Esetron Mekatronik Laboratuvarında, temas açısı ölçümleri ve tarama elektron mikroskobu incelemeleri Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezinde, transvers dayanıklılık (eğilme dayanımı/eğilme modülü) ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri ise Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında yapılmıştır.

2.1. Çalışmamızda Kullanılan Kaide Materyalleri

Araştırmamızda; 3 farklı firmanın ürettiği prepolimerize PMMA kaide blokları ile kontrol grubu olarak konvansiyonel ısı ile polimerize akrilik rezin kullanılmıştır. Kullanmış olduğumuz materyaller ve üretici firmaları hakkındaki bilgiler Çizelge 2.1’ de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmamızda kullanılan materyaller

İSİM	FİRMA	KISALTMA	POLİMERİZASIN TİPİ
M-PM™ DISC	Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Germany	M	Prepolimerize Blok
POLIDENT PİNK CAD-CAM DISC	POLIDENT d.o.o., Draga, Poland	P	Prepolimerize Blok
AVADENT	Global Dental Science Europe BV, Tilburg, Netherlands	A	Prepolimerize Blok
PROMOLUX	Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Germany	K	Isı ile polimerizasyon

2.2. Test Örneklerinin Hazırlanması

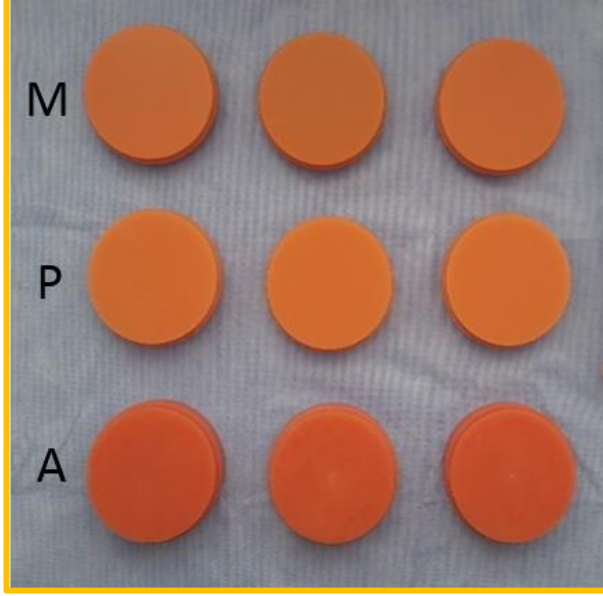
2.2.1. Test örneklerinin hazırlanması için kullanılan gereçler

- Isı ile polimerize olan akrilik rezin (Promolux; Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya)
- M-PM™ DISC (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya), POLIDENT PINK CAD-CAM DISC (POLIDENT d.o.o., Draga, Polonya), AVADENT CAD-CAM DISC (Global Dental Science Europe BV, Tilburg, Hollanda)
- Pembe mum (Cavex set up modelling wax, Haarlem, Hollanda)
- Pirinç mufla ve brit
- Lak (Dentsply Ltd, Waybridge Sumay, İngiltere)
- Tip 4 sert alçı (Tria Stone, Triadent, İstanbul, Türkiye)
- Milimetrik kumpas (Stainless Hardened, Çin)
- 120, 400, 600, 800 numara silikon karbid zımpara (Waterproof Silicon Carbide Paper, English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere)
- Polisaj pastası (Futura Polish, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Almanya)
- Yenadent D-40 CNC cihazı (Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye)
- Yenadent CAM 5.1 (Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye)
- Secotom 10 izomet cihazı (Struers A/S, Ballerup, Danimarka)
- C-11 Polimerizasyon firmı (Ermetal Ltd, Bursa, Türkiye)
- Hidrolik pres (Carlo De Giorgi S.T.L, Barazante, İtalya)

2.2.2. Prepolimerize bloklardan test örneklerinin hazırlanması

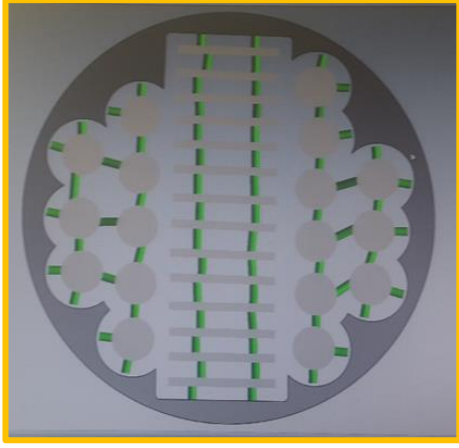
Çalışmamızda kullanılacak test örnekleri ISO 20795-1:2013 sayılı standarda uygun olarak 64x10x3,3mm ebatlarında hazırlanmıştır.

3 farklı firmanın ürettiği prepolimerize akrilik bloklar kullanılmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Çalışmamızda kullanılan akrilik bloklar; **M** (M-PM™ DISC (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya); **P** (POLIDENT PINK CAD-CAM DISC; POLIDENT d.o.o., Draga, Polonya); **A** (AVADENT CAD-CAM DISC; Global Dental Science Europe BV, Tilburg, Hollanda).

Prepolimerize PMMA CAD/CAM bloklarından standart örnekler elde edebilmek amacıyla Yenadent CAM 5.1 bilgisayar programı ile gerekli tasarım yapıp (Şekil 2.2) sonrasında Yenadent D-40 CNC cihazı ile (Şekil 2.3); 64x10x25 mm ebatlarında diktörtgenler prizması şeklinde kesitler elde edilmiştir (Şekil 2.4). 25 mm kalınlığındaki kesitlerden izomet cihazı kullanılarak (Şekil 2.5); 64x10x3,5 mm' lik standart test örnekleri kesilerek hazırlanmıştır (Şekil 2.6).



Şekil 2.2. Prepolimerize blokların kazıma öncesi CAD programındaki tasarımı



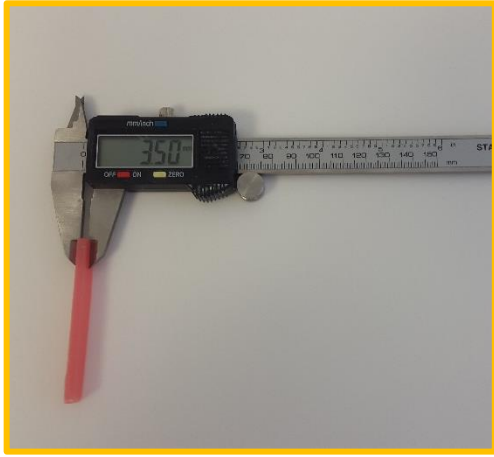
Şekil 2.3. Yenadent D-40 CNC cihazı



Şekil 2.4. CNC cihazı ile elde edilen kesitler



Şekil 2.5. Secotom 10 izomet cihazı



Şekil 2.6. 64x10x3,5 mm' lik standart test örnekleri

2.2.3. Kontrol grubu test örneklerinin hazırlanması

Kontrol grubu olarak konvansiyonel ısı ile polimerize akrilik rezin (Promolux; Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Çalışmamızda kullanılan ısı ile polimerize olan akrilik materyali.

Kontrol grubundaki standart test örneklerinin hazırlanmasında ise; 64x10x3,5 mm boyutlarında metal kalıp kullanılmıştır. Kalıptan elde edilen mum örnekler (Şekil 2.8) vakum ile karıştırılmış tip 4 sert alçı kullanılarak konvansiyonel yöntemle muflaya alınmıştır (Şekil 2.9).



Şekil 2.8. Kontrol grubu için hazırlanan mum örnekler



Şekil 2.9. Mum örneklerin muflaya alınması

Hazırlanan mufla kaynar suda 10 dakika bekletildikten sonra sıcak su yardımıyla iyice temizlenmiş, negatif boşluklar dışında kalan alçı yüzeyleri izolasyon materyali ile izole edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan ısı ile polimerize olan kaide materyali firmanın talimatları doğrultusunda 30gr toz/10ml likit oranında karıştırılmıştır. Akrilik hamur kıvamını alıncaya kadar ağzı kapalı, ışık geçirmeyen kapta 15 dakika bekletildikten sonra mufladaki negatif boşluklara yerleştirilmiştir. Hidrolik preste 2 kez prova kapanışı yapıp, taşan kısımlar temizlendikten sonra kapatılan mufla polimerizasyon için üretici firmanın talimatları doğrultusunda, oda sıcaklığındaki su içerisine yerleştirilmiş ve daha sonra su 70 °C' ye kadar ısıtılmıştır. Bu sıcaklıkta 30 dk bekletildikten sonra 100 °C kadar ısıtılmış, bu sıcaklıkta da 30 dk bekletildikten sonra muflalar su banyosunda oda sıcaklığına ulaşınca kadar soğumaya bırakılmıştır.

2.2.4. Örneklerin bitim işlemleri

Elde edilen örneklerin tümüne gerekli tesviye işlemleri yapıldıktan sonra örneklerin 1 yüzeylerine su altında sırasıyla 120, 400, 600, 800 grid'lik zımpara kağıdı ile tek bir operatör tarafından, pürüzsüzleştirme işlemi uygulanmış ve ardından polisaj pastası ile parlatma işlemi yapılmıştır. Örneklerin diğer yüzeylerine ise su altında yalnızca 120 ve 400 gridlik zımpara kağıdı ile aynı operatör tarafından pürüzsüzleştirme işlemi uygulanmış ancak parlatma işlemi yapılmamıştır. Tüm örneklerin kalınlığı bu işlemler sonunda $3,3 \pm 0,2$ mm' lik standart kalınlığa ulaştırılmıştır.

2.2.5. Isıl döngü ile yaşlandırma işlemi

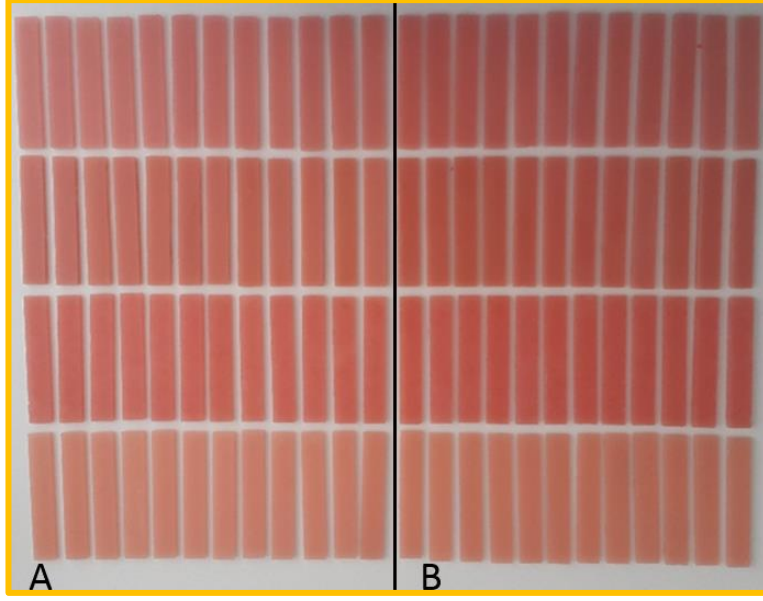
Uzun dönem kullanımın materyalin mekanik özellikleri ve yüzey özellikleri üzerinde oluşturduğu etkiyi değerlendirmek amacıyla test örneklerinin yarısı 5000 döngülük ısı döngü işlemine (5 °C ve 55 °C' de, 30 sn aralıkla) tabii tutulmuştur.

2.2.6. Deney gruplarının oluşturulması

Kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünün, hidrofilitelerinin ve transvers dayanıklılıklarının ve uzun dönem ağız içi kullanımın materyal özelliklerine etkisinin araştırılması için her materyalin örnekleri yapay yaşlandırma yapılmış (n=10) ve yapılmamış (n=10) olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Ayrıca materyallerin parlatılmasının yüzey pürüzlülüğü ve hidrofilitelere üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla, örnekler bir yüzeyi pürüzlü grubu, diğer yüzeyi parlak grubu oluşturacak şekilde iki alt gruba ayrılmıştır. Materyallerin yüzey topografisini ve homojenliklerini değerlendirmek için ise her materyal grubundan yapay yaşlandırma yapılmış ve yapılmamış olmak üzere 2 adet örnek tarama elektron mikroskopisi ile incelenmek amacı ile ayrılmıştır.

Çizelge 2.2. Test çalışma grupları

Materyalin Adı	Yapay Yaşlandırma Yapılmamış Örnek Sayısı (n)	Yapay Yaşlandırma Yapılmış Örnek Sayısı (n)
M-PM™ DISC	10	10
POLIDENT PINK CAD-CAM DISC	10	10
AVADENT	10	10
PROMOLUX	10	10



Şekil 2.10. Çalışmamızda kullanılan test örnekleri **A)** Yaşlandırma yapılmayan örnekler **B)** Yaşlandırma yapılan örnekler

2.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Çalışmamızda; örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçüm işlemleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında yapılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü ölçüm işlemlerinde perthometre cihazı (Perthometer M2, Mahr Federal, Germany) kullanılmıştır (Şekil 2.11). Ölçme probu olarak 100µm ölçüm menziline sahip NHT – 6 tarayıcı iğne kullanılmıştır. EN ISO 3274 Standart'ına göre tasarlanmış olan tarayıcı uç, , 2 µm/90°'lik tarayıcı yapısındadır. Ölçme kuvveti ise yaklaşık 0.7 mN'dir.

Tüm ölçümlerde cihazın ölçüm uzunluğu 5,5 mm, cut off değeri 0,25 mm olarak ayarlanmıştır. Her materyal grubundan (yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış) 10'ar örnek olacak şekilde parlak ve pürüzlü yüzeylerden ölçüm yapılmıştır. Örnekleri sabit tutmak için poliasetat kalıp kullanılmış olup, örneklerin tümünden bir merkez ve iki kenardan olmak üzere 3 adet ölçüm yapılmış ve her örnek için Ra değerleri kaydedilerek, bu 3 ölçümün ortalaması alınmıştır (Rodrigues Garcia ve ark., 2004; Moura ve ark., 2006; Pereira ve ark., 2007). Her grubun ölçümü sonrası cihaz yeniden kalibre edilmiştir.



Şekil 2.11. Perthometre cihazı

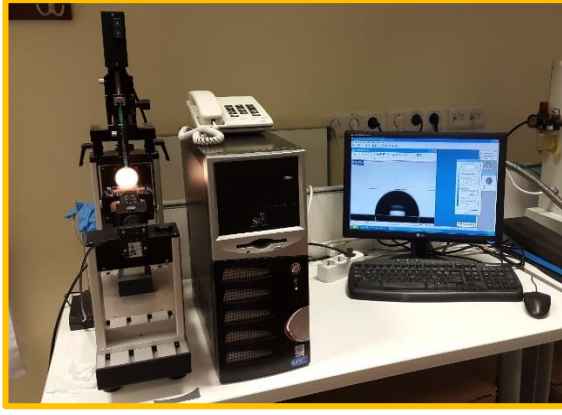
2.4. Temas Açısı Ölçümleri

Temas açısı ölçüm işlemleri Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Laboratuvarında bulunan OCA 15EC (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany) gonyometre cihazı ile yapılmıştır (Şekil 2.12).

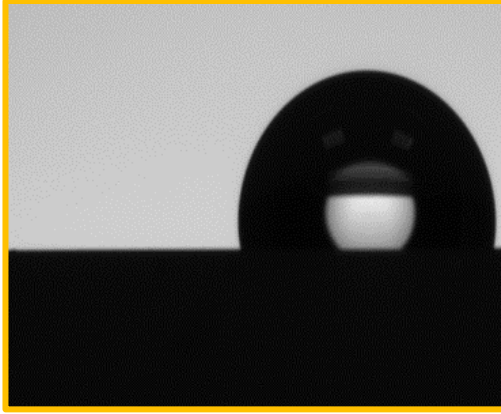
Temas açısı ölçümlerinden önce örnekler distile su altında dikkatli bir şekilde yıkanmış ardından hava spreyi ile tüm yüzeyleri kurutulmuştur. Her materyal grubundan (yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış) 10 örnek kullanılmış olup, örneklerin hem pürüzlü hem de parlak yüzeylerinden ölçüm yapılmıştır.

İşlem sırasında iki eksende hareket edebilen taban üzerine yerleştirilmiş örneklerin üzerine mikro pipet yardımı ile 12 μm distile su merkeze denk gelecek şekilde bırakılmıştır. Ayarlanabilir ışık kaynağı ile uygun aydınlatma sağlanmış, ardından damlanın yüzeye temasından 3 saniye sonraki görüntüsünü kayıt altına alan kamera sistemi ile elde edilen imajlar bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Bilgisayara aktarılan görüntüler uygun yazılım programı (SCA 20; Dataphysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany) ile temas açılarının analizi yapılmıştır.

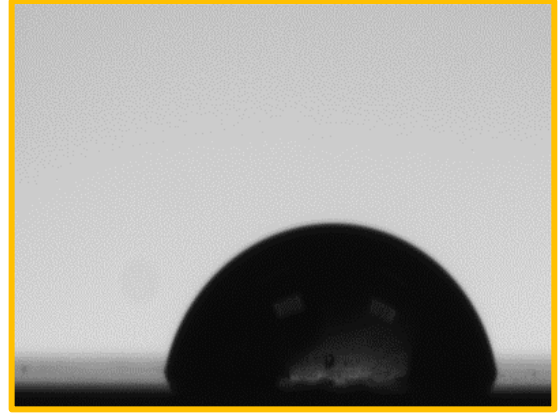
Her örneğin 1 merkez ve iki kenarı olmak üzere 3 ayrı ölçüm yapılmış olup ardından bu üç ölçümün ortalaması alınmıştır.



Şekil 2.12. Gonyometre cihazı



Şekil 2.13. Hidrofobik yüzey



Şekil 2.14. Hidrofilik yüzey

2.5. Transvers Dayanıklılığın Ölçümü

Transvers dayanıklılığın ölçülmesinde üç nokta eğme testi kullanılmıştır. Teste tabii tutulacak örnekler ISO 20795-1:2013' e göre 64x10x3,3 mm ($\pm 0,2$ mm) boyutlarında hazırlanmış olup, test öncesi 37 °C distile su içerisinde 48 saat bekletilmişlerdir.

Çalışmamızda 3 nokta eğme testi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Lloyd LRX (Lloyd Instruments Ltd., Fareham Hampshire, UK) Universal Test Cihazı ile yapılmıştır. Bilgisayar destekli olan bu cihazda datalar Nexygen (Lloyd Instruments Ltd., Fareham Hampshire, UK) yazılımı ile otomatik olarak kaydedilmiştir.

Örneklerin yerleştirilmesi için bulunan destekler arası mesafe 50mm ve cihazın kırma hızı 5mm/sn olacak şekilde ayarlanmıştır. Her bir örneğin kırılması için gerekli olan maksimum kuvvet ve örneğin kırılmadan önce gösterdiği bükülmenin derecesi cihaza bağlı olan bilgisayar sistemi aracılığıyla kaydedilmiş, elde edilen değerlerin aşağıdaki

formüle uygulanması ile transvers dayanıklılık hesaplamaları MPa (N/mm²) cinsinden yapılmıştır.

$$T_s = 3FL / 2bd^2$$

T_s = Transvers dayanıklılık (Eğilme dayanımı; Flexural strenght) (N/mm²)

F = Kırılma anındaki yük (N)

L = Örnek yerleştirilen destekler arasındaki uzaklık (mm)

b = Örnek genişliği (mm)

d = Örnek kalınlığı (mm)

Ardından bulunan maksimum kuvvet ve defleksiyon aşağıdaki formüle uygulanarak ilgili materyalin eğilme modülü tespit edilmiştir.

$$E = FL^3 / 4ybd^3$$

E= Eğilme modülü (N/mm²)

F = Kırılma anındaki yük (N)

L = Örnek yerleştirilen destekler arasındaki uzaklık (mm)

y= Kırılma anında örnekte meydana gelen defleksiyon (mm)

b = Örnek genişliği (mm)

d = Örnek kalınlığı (mm)



Şekil 2.15. Universal test cihazı

2.6. Tarama Elektron Mikroskobu İncelemesi

Her materyal grubundan (yapay yaşlandırmaya yapılmış ve yapılmamış) örneklerinden birer adet olmak üzere toplam 8 adet örneğe alınmıştır. Materyallerin homojenitelerini gözlemlemek, yapay yaşlandırma işleminin yüzey morfolojileri üzerinde yaptığı etkiyi belirlemek amacıyla tarama elektron mikroskobu kullanılmıştır. Görüntüleme öncesi bu yüzeylere “**sputter coating**” tekniği [Precision Etching and Coating System (PECS); (Gatan, Inc, Pleasanton, USA)] ile altın-palladyum kaplanmıştır. Tarama elektron mikroskobu oldukça hassas bir inceleme olduğundan materyalin polisaj patı uygulanmış yüzeyleri incelenmemiştir.

2.7. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiştir. Niceliksel verilerin karşılaştırılmasında materyal, yaşlandırma işlemi ve yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesinde Three-way ANOVA testi kullanılmıştır. Materyal ve yaşlandırma işleminin flexural strength ve flexural modulus üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesinde ise Two-way ANOVA testi kullanılmıştır. Devam testleri olarak Student t testi, Oneway Anova testi ve post hoc değerlendirmelerinde Tukey HSD test

ve/veya Tamhane's T2 test kullanılmıştır. Parametreler arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde Pearson Korelasyon analizi kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

3. BULGULAR

3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Çalışmamızda test edilen 4 farklı materyalin parlak ve pürüzlü yüzeylerine ait ısı döngü işlemi uygulanmış ve uygulanmamış gruplarına ait yüzey pürüzlülüğü Ra (μm) değerleri Çizelge 3.1’ de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Materyallerin gruplarına göre yüzey pürüzlülüğü Ra (μm) değerleri (n=10)

Materyal	Isıl Döngü	Yüzey		p
		Pürüzlü	Parlak	
		Ort \pm SS	Ort \pm SS	
Kontrol	Uygulanmış	0,47 \pm 0,09	0,22 \pm 0,07	0,001**
	Uygulanmamış	0,54 \pm 0,08	0,29 \pm 0,09	0,001**
Merz	Uygulanmış	0,40 \pm 0,03	0,18 \pm 0,04	0,001**
	Uygulanmamış	0,45 \pm 0,07	0,21 \pm 0,07	0,001**
Avadent	Uygulanmış	0,43 \pm 0,06	0,24 \pm 0,04	0,001**
	Uygulanmamış	0,52 \pm 0,11	0,22 \pm 0,06	0,001**
Polident	Uygulanmış	0,52 \pm 0,05	0,32 \pm 0,09	0,001**
	Uygulanmamış	0,62 \pm 0,09	0,26 \pm 0,09	0,001**

Student t Test

****p<0.01**

Çalışmamızdaki tüm materyallerin ısı döngü işlemi uygulanan ve uygulanmayan bütün pürüzlü yüzeylerindeki Ra değerleri parlak yüzeylerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur (p=0.001; p<0.01).

Isıl döngü işleminin materyallerin bütün gruplarında yüzey pürüzlülüğüne etkisi Çizelge 3.2’ de ve Şekil 3.1 ile Şekil 3.2’ de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Isıl döngünün materyallerin pürüzlü ve parlak gruplarının Ra (μm) değerine etkisi. (n=10)

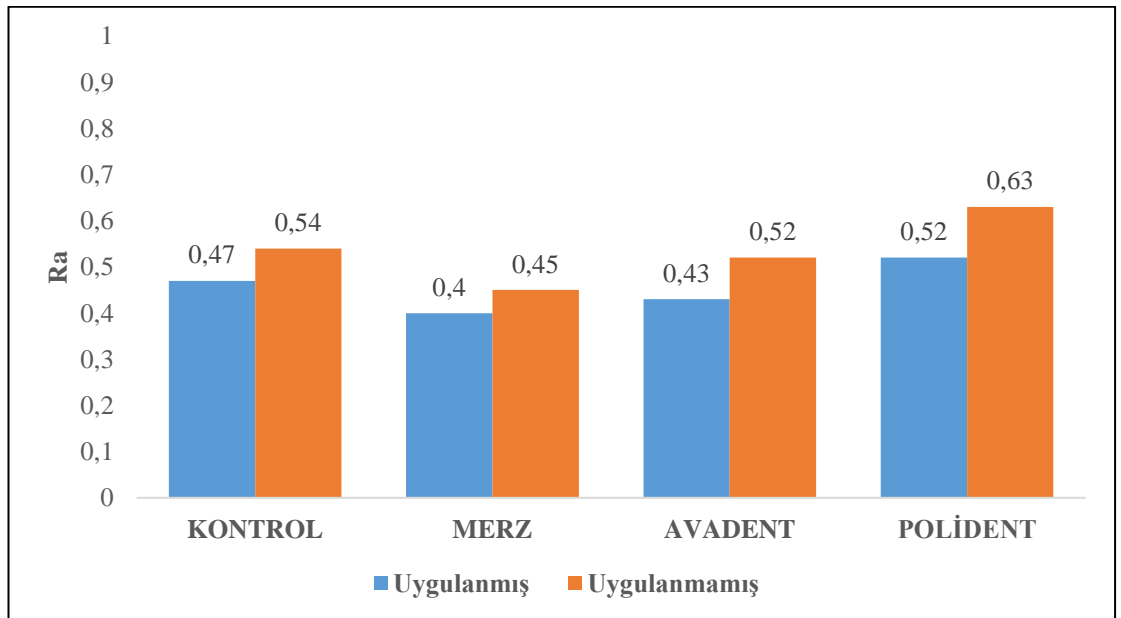
Materyal	Yüzey	Isıl Döngü		p
		Uygulanmış	Uygulanmamış	
		Ort \pm SS	Ort \pm SS	
Kontrol	Pürüzlü	0,47 \pm 0,09	0,54 \pm 0,08	0,080
	Parlak	0,22 \pm 0,07	0,29 \pm 0,09	0,079
Merz	Pürüzlü	0,40 \pm 0,03	0,45 \pm 0,07	0,071
	Parlak	0,18 \pm 0,04	0,21 \pm 0,07	0,351
Avadent	Pürüzlü	0,43 \pm 0,06	0,52 \pm 0,11	0,037*
	Parlak	0,24 \pm 0,04	0,22 \pm 0,06	0,206
Polident	Pürüzlü	0,52 \pm 0,05	0,62 \pm 0,09	0,005**
	Parlak	0,32 \pm 0,09	0,26 \pm 0,09	0,133

Student t Test

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

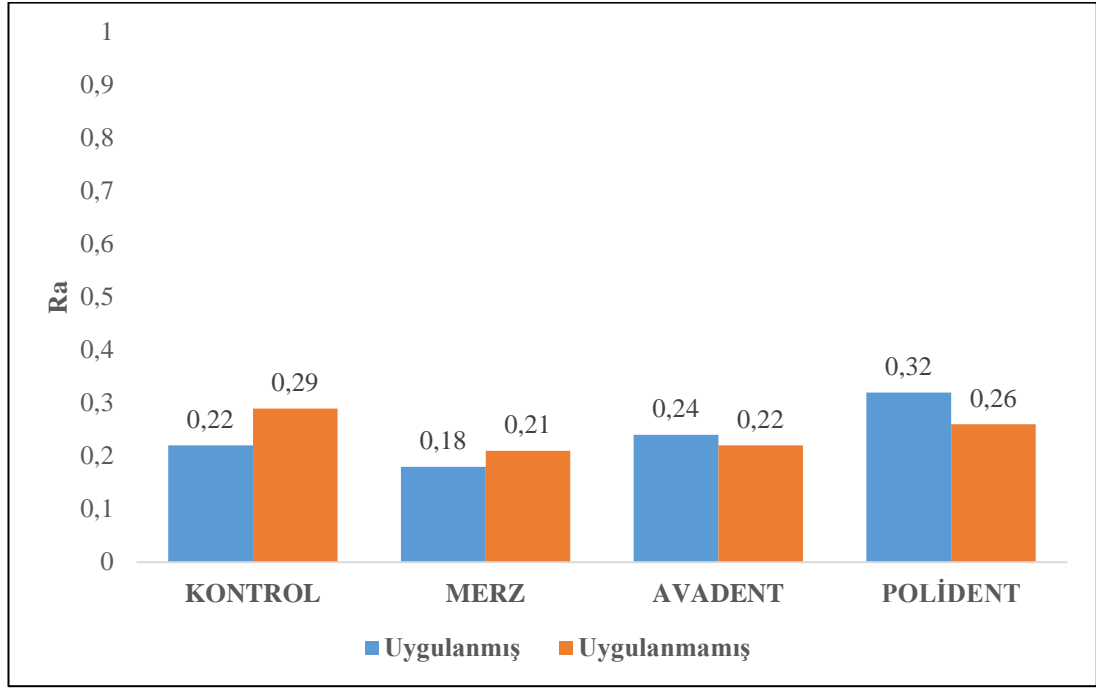
Bütün materyallerin ısıl döngü işlemi uygulanan pürüzlü gruplarında yüzey pürüzlülüğü uygulanmayan gruplara kıyasla daha düşük bulunmuştur. Yüzey pürüzlülüğünün ısıl işlemi uygulanan pürüzlü gruplarda daha düşük olması sadece Avadent ($p=0.037$; $p < 0.05$) ve Polident materyali ($p=0.005$; $p < 0.01$) için istatistiksel olarak anlamlıdır.



Şekil 3.1. Materyallerin ısıl döngü uygulanan ve uygulanmayan pürüzlü gruplarının Ra değerleri

Materyallerin ısıl döngü uygulanan parlak gruplarında ise; Kontrol ve Merz materyalinde yüzey pürüzlülüğü uygulanmayan gruplarındakinden daha düşük bulunurken, Avadent ve Polident materyallerinde daha yüksek bulunmuştur. Ancak

materyallerin parlak gruplarının pürüzlülük değerleri arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).



Şekil 3.2. Materyallerin ısı döngü uygulanan ve uygulanmayan parlak gruplarının Ra değerleri

Materyallerin birbirleri arasında gruplarının Ra pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılmaları ise Çizelge 3.3’ de gösterilmiştir.

Çizelge 3.3. Materyallere ve yüzeylere göre Ra ölçümleri (n=10)

Yüzey	Isıl Döngü	Materyal				p
		Kontrol	Merz	Avadent	Polident	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Pürüzlü	Uygulanmış	0,47±0,09	0,40±0,03	0,43±0,06	0,52±0,05	0,001**
	Uygulanmamış	0,54±0,08	0,45±0,07	0,52±0,11	0,62±0,09	0,001**
Parlak	Uygulanmış	0,22±0,07	0,18±0,04	0,24±0,04	0,32±0,09	0,001**
	Uygulanmamış	0,29±0,09	0,21±0,07	0,22±0,06	0,26±0,09	0,075

One Way ANOVA test

** $p<0.01$

Isıl döngü uygulanmamış pürüzlü örnek gruplarındaki yüzey pürüzlülüğü;

Materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Polident materyalinin yüzey pürüzlülüğü, Merz materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p=0.001$; $p<0.01$). Diğer materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Isıl işlem uygulanmış pürüzlü örnek gruplarındaki yüzey pürüzlülüğü;

Materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Polident materyalinin yüzey pürüzlülüğü, Merz ($p=0.001$) ve Avadent ($p=0.015$) materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$; $p<0.01$). Diğer materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Isıl işlem uygulanmamış parlak örnek gruplarındaki yüzey pürüzlülüğü;

Materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Isıl işlem uygulanmış parlak örnek gruplarındaki yüzey pürüzlülüğü;

Materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Merz materyalinin yüzey pürüzlülüğü, Avadent ($p=0.008$) ve Polident ($p=0.002$) materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Diğer materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

3.2. Temas Açısı Bulguları

Materyallerin bütün örnek gruplarında ölçülen su temas açısı değerlerine ilişkin bulgular Çizelge 3.4' de verilmiştir.

Çizelge 3.4. Materyallerin gruplarına göre su temas açısı (°) değerleri (n=10)

Materyal	Isıl Döngü	Yüzey		p
		Pürüzlü	Parlak	
		Ort±SS	Ort±SS	
Kontrol	Uygulanmış	90,22±2,11	83,35±4,37	0,001**
	Uygulanmamış	85,09±2,17	73,97±3,53	0,001**
Merz	Uygulanmış	83,34±1,35	77,21±3,01	0,001**
	Uygulanmamış	85,31±2,77	81,03±3,29	0,005**
Avadent	Uygulanmış	87,7±3,77	83,52±2,6	0,011*
	Uygulanmamış	95,86±2,22	92,95±2,65	0,016*
Polident	Uygulanmış	81,95±3,01	76,16±3,3	0,001**
	Uygulanmamış	91,61±1,91	82,39±3	0,001**

Student t Test

* $p<0.05$

** $p<0.01$

Çalışmamızdaki tüm materyallerin ısıl döngü işlemi uygulanan ve uygulanmayan pürüzlü yüzeylerindeki temas açısı değerleri parlak yüzeylerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur ($p<0.05$; $p<0.01$).

Isıl döngü işleminin materyallerin bütün gruplarında temas açısına etkisi Çizelge 3.5 ve Şekil 3.3 ile 3.4' de gösterilmiştir.

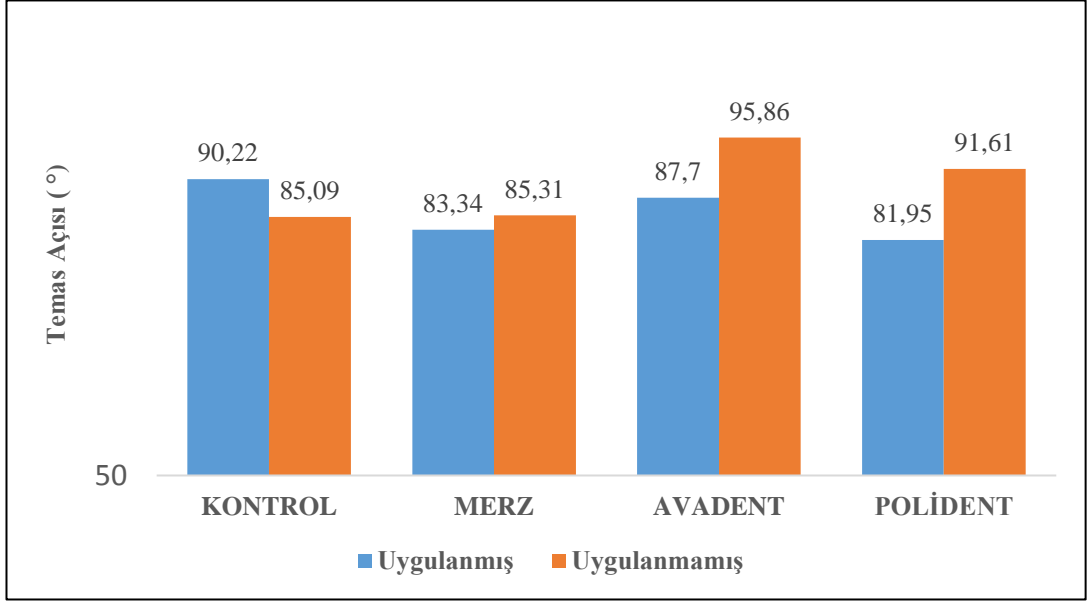
Çizelge 3.5. Isıl döngünün materyallerin pürüzlü ve parlak gruplarının temas açısına (°) etkisi (n=10).

Materyal	Yüzey	Isıl Döngü		p
		Uygulanmış	Uygulanmamış	
		Ort±SS	Ort±SS	
Kontrol	Pürüzlü	90,22±2,11	85,09±2,17	0,001**
	Parlak	83,35±4,37	73,97±3,53	0,001**
Merz	Pürüzlü	83,34±1,35	85,31±2,77	0,001**
	Parlak	77,21±3,01	81,03±3,29	0,001**
Avadent	Pürüzlü	87,7±3,77	95,86±2,22	0,001**
	Parlak	83,52±2,6	92,95±2,65	0,001**
Polident	Pürüzlü	81,95±3,01	91,61±1,91	0,001**
	Parlak	76,16±3,3	82,39±3	0,001**

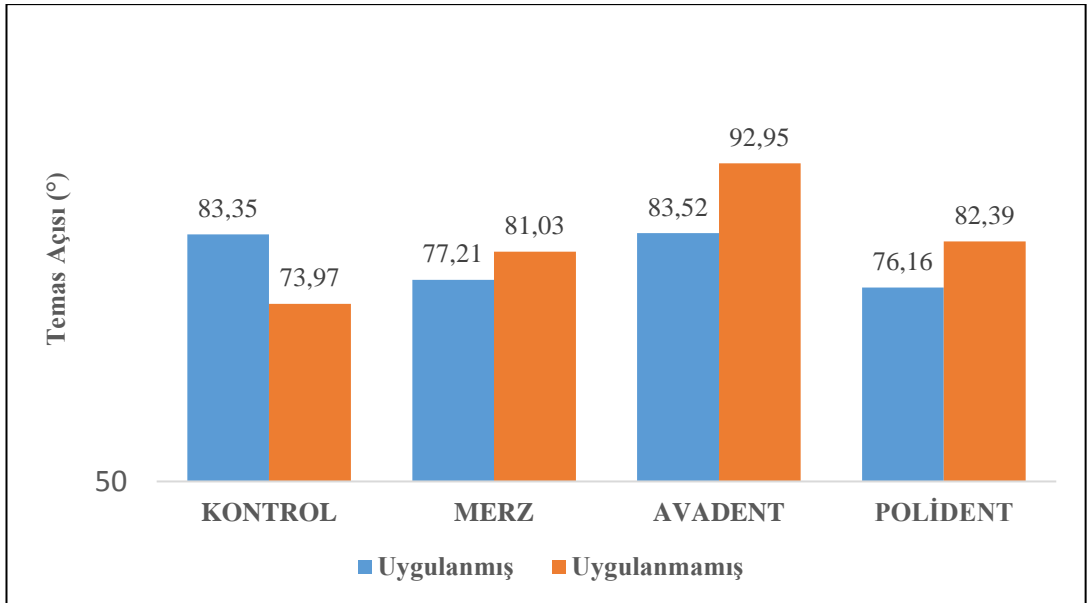
Student t Test

** $p<0.01$

Çalışmamızda kontrol grubu hariç bütün materyallerin ısıl döngü işlemi uygulanan pürüzlü ve parlak gruplarındaki temas açısı, uygulanmayan gruplardakinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük bulunmuştur ($p=0.001$; $p<0.01$). Yalnızca Kontrol materyalinin ısıl döngü işlemi uygulanan pürüzlü ve parlak yüzeylerinde temas açısı değeri, uygulanmayan yüzeylerine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur ($p=0.001$; $p<0.01$).



Şekil 3.3. Materyallerin ısıl döngü uygulanan ve uygulanmayan pürüzlü gruplarının temas açısı (°) değerleri



Şekil 3.4. Materyallerin ısıl döngü uygulanan ve uygulanmayan parlak gruplarının temas açısı (°) değerleri

Materyallerin birbirleri arasında gruplarına ait temas açısı değerlerinin (°) karşılaştırılması Çizelge 3.6' da gösterilmiştir.

Çizelge 3.6. Materyallerin birbirleri arasında temas açısı değerlerinin (°) karşılaştırılması (n=10)

Yüzey	Yaşlandırma	Materyal				p
		Kontrol	Merz	Avadent	Polident	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Pürüzlü	Uygulanmış	90,22±2,11	83,34±1,35	87,7±3,77	81,95±3,01	0,001**
	Uygulanmamış	85,09±2,17	85,31±2,77	95,86±2,22	91,61±1,91	0,001**
Parlak	Uygulanmış	83,35±4,37	77,21±3,01	83,52±2,6	76,16±3,3	0,001**
	Uygulanmamış	73,97±3,53	81,03±3,29	92,95±2,65	82,39±3	0,001**

One Way ANOVA test

****p<0.01**

Materyallerin ısı işlem uygulanmamış pürüzlü örnek gruplarındaki temas açıları karşılaştırıldığında;

Materyaller arasında temas açıları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0.001; p<0.01). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Avadent materyalinin temas açıları, kontrol (p=0.001), Merz (p=0.001) ve Polident (p=0.001) materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). Polident materyalinin temas açıları, Kontrol (p=0.001) ve Merz (p=0.001) materyallerinden anlamlı şekilde yüksektir (p<0.01). Kontrol ve Merz materyalleri arasında temas açıları bakımından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Materyallerin ısı işlem uygulanmış pürüzlü örnek gruplarındaki temas açıları karşılaştırıldığında;

Materyaller arasında temas açıları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0.001; p<0.01). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Kontrol materyalinin temas açıları, Merz (p=0.001) ve Polident (p=0.001) materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). Avadent materyalinin temas açıları, Merz (p=0.005) ve Polident (p=0.001) materyallerinden anlamlı şekilde yüksektir (p<0.01). Diğer materyaller arasında temas açıları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Materyallerin ısıtılmamış parlak örnek gruplarındaki temas açıları karşılaştırıldığında;

Materyaller arasında temas açıları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Avadent materyalinin temas açıları, Kontrol ($p=0.001$), Merz ($p=0.001$) ve Polident ($p=0.001$) materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Kontrol materyalinin temas açıları, Merz ($p=0.001$) ve Polident ($p=0.001$) materyallerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.01$). Merz ve Polident materyalleri arasında temas açıları bakımından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Materyallerin ısıtılmış parlak örnek gruplarındaki temas açıları karşılaştırıldığında;

Materyaller arasında temas açıları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Avadent materyalinin temas açıları, Merz ($p=0.001$) ve Polident ($p=0.001$) materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Kontrol materyalinin Merz ($p=0.001$) ve Polident ($p=0.001$) materyallerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer materyaller arasında temas açıları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

3.3. Transvers Dayanıklılık Testinin Bulguları

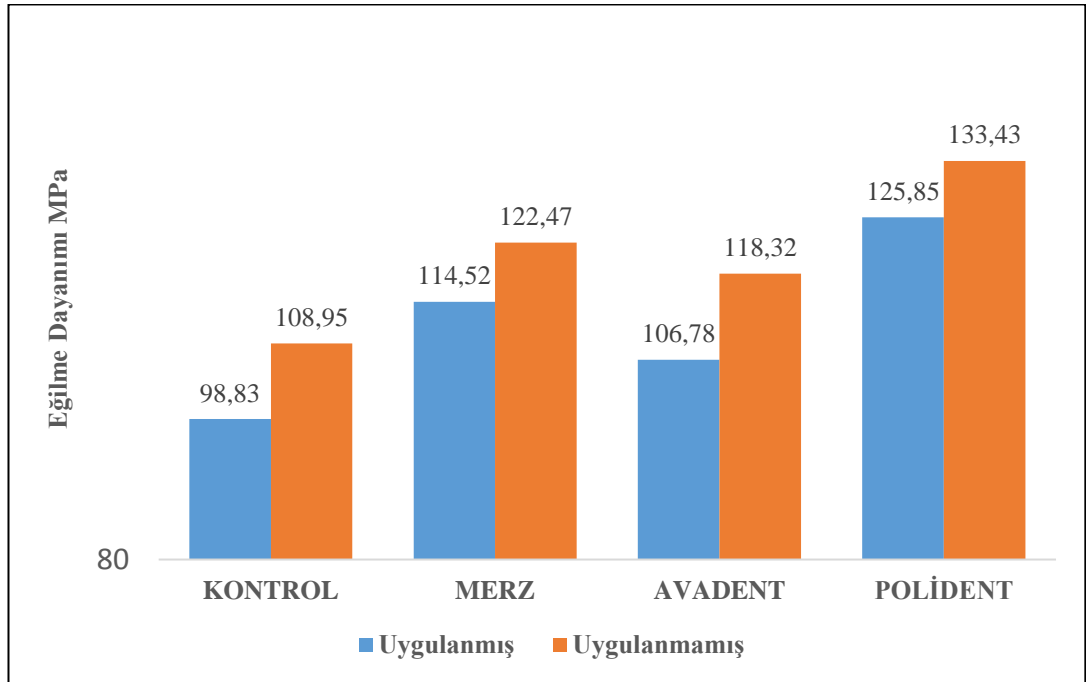
Materyallerin transvers dayanıklılık testi ile elde edilen eğilme dayanımı ve eğilme modülü değerleri ve ısıtılmış işleminin etkisi Çizelge 3.7 ile Şekil 3.5 ve Şekil 3.6' da gösterilmiştir.

Çizelge 3.7. Materyallerin eğilme dayanımı ve eğilme modülü değerleri (n=10)

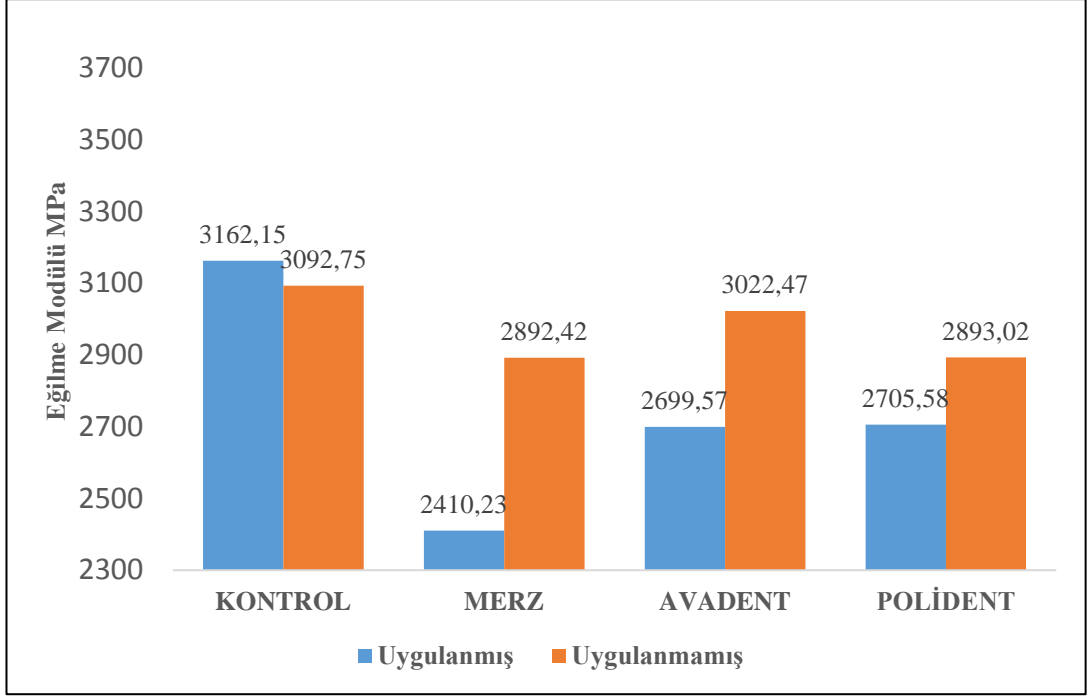
Materyal		Isıl Döngü		p
		Uygulanmayan	Uygulanan	
		Ort±SS	Ort±SS	
Kontrol	Eğilme Dayanımı	108,95±5,36	98,83±6,33	0,001**
	Eğilme Modülü	3092,75±330,56	3162,15±445,53	0,697
Merz	Eğilme Dayanımı	122,47±5,54	114,52±5,81	0,006**
	Eğilme Modülü	2892,42±375	2410,23±184,23	0,003**
Avadent	Eğilme Dayanımı	118,32±4,66	106,78±3,37	0,001**
	Eğilme Modülü	3022,47±187,28	2699,57±240,78	0,004**
Polident	Eğilme Dayanımı	133,43±5,9	125,85±3,92	0,003**
	Eğilme Modülü	2893,02±342,69	2725,58±148,68	0,173

Student t Test

**p<0.01



Şekil 3.5. Materyallerin ısı döngü uygulanmış ve uygulanmamış gruplarının eğilme dayanımı değerleri



Şekil 3.6. Materyallerin ısı döngü uygulanan ve uygulanmayan gruplarının eğilme modülü değerleri

Kontrol materyalinin ısı döngü işlemi uygulanmayan grubundaki eğilme dayanımı değerleri, işlem uygulanan gruptan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksektir ($p=0.001$; $p<0.01$). Isıl işlem uygulanan grubun eğilme modülü ise; uygulanmayan gruptan daha yüksek olmakla beraber, değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Merz materyalinin ısı döngü işlemi uygulanmayan grubundaki eğilme dayanımı değerleri, işlem uygulanan gruptaki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksektir ($p=0.006$; $p<0.01$). Eğilme modüllerinin değerleri ise ısı işlem uygulanmayan grupta uygulanan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksektir ($p=0.003$; $p<0.01$).

Avadent materyalinin ısı döngü işlemi uygulanmayan grubundaki eğilme dayanımı değerleri, işlem uygulanan gruptaki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksektir ($p=0.001$; $p<0.01$). Eğilme modüllerinin değerleri ise ısı işlem uygulanmayan grupta uygulanan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksektir ($p=0.004$; $p<0.01$).

Polident materyalinin ısı döngü işlemi uygulanmayan grubundaki eğilme dayanımı değerleri, işlem uygulanan gruptaki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksektir ($p=0.003$; $p<0.01$). Eğilme modüllerinin değerleri ise ısı işlem

uygulanmayan grupta uygulanan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksektir ($p>0.05$).

Materyallerin eğilme dayanımı ve eğilme modüllerinin birbirleri arasında karşılaştırılmaları Çizelge 3.8 ' de gösterilmiştir.

Çizelge 3.8. Materyallerin birbirleri arasında eğilme dayanımları ve eğilme modülleri açısından karşılaştırılması (n=10)

Isıl Döngü	Materyal				p	
	Kontrol	Merz	Avadent	Polident		
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Isıl Döngü Uygulanmayan	Eğilme Dayanımı	108,95±5,36	122,47±5,54	118,32±4,66	133,43±5,9	0,001**
	Eğilme Modülü	3092,75±330	2892,42±375	3022,47±187	2893,02±342	0,412
Isıl Döngü Uygulanan	Eğilme Dayanımı	98,83±6,33	114,52±5,81	106,78±3,37	125,85±3,92	0,001**
	Eğilme Modülü	3162,15±445	2410,23±184	2699,57±240	2725,58±148	0,001**

One Way ANOVA

** $p<0.01$

Materyallerin ısı işlem uygulanmamış gruplarının eğilme dayanımı ve eğilme modülleri karşılaştırıldığında;

Materyaller arasında eğilme dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi materyalden kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Polident materyalinin eğilme dayanımının, Kontrol ($p=0.001$), Merz ($p=0.001$) ve Avadent ($p=0.001$) materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Avadent materyalinin eğilme dayanımları, Kontrol materyalinden anlamlı şekilde yüksektir ($p=0.002$; $p<0.01$). Merz ve Avadent materyallerinin eğilme dayanımı değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Materyaller arasında eğilme modülleri değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

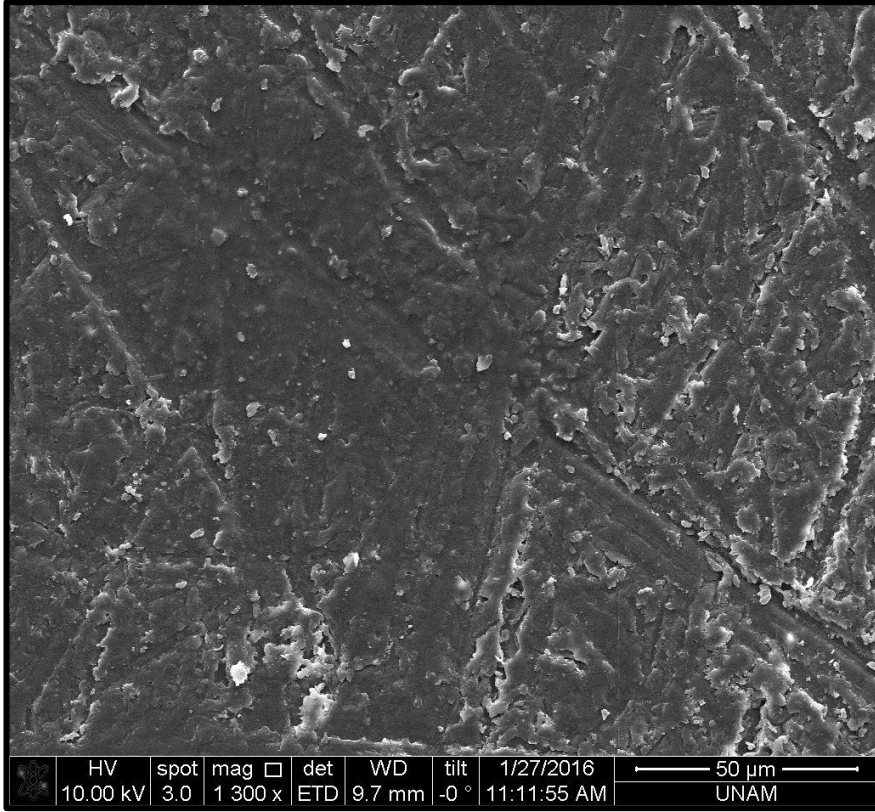
Materyallerin ısıtılma işlem uygulanmış gruplarının eğilme dayanımı ve eğilme modülleri karşılaştırıldığında;

Materyaller arasında eğilme dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi materyalden kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Polident materyalinin eğilme dayanımı değerleri, Kontrol ($p=0.001$), Merz ($p=0.001$) ve Avadent ($p=0.001$) materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Merz materyalinin eğilme dayanımı, Avadent ($p=0.008$) ve Kontrol ($p=0.001$) materyallerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Avadent materyalinin eğilme dayanımı değerleri ise Kontrol materyalinden anlamlı şekilde yüksektir ($p=0.006$; $p<0.01$).

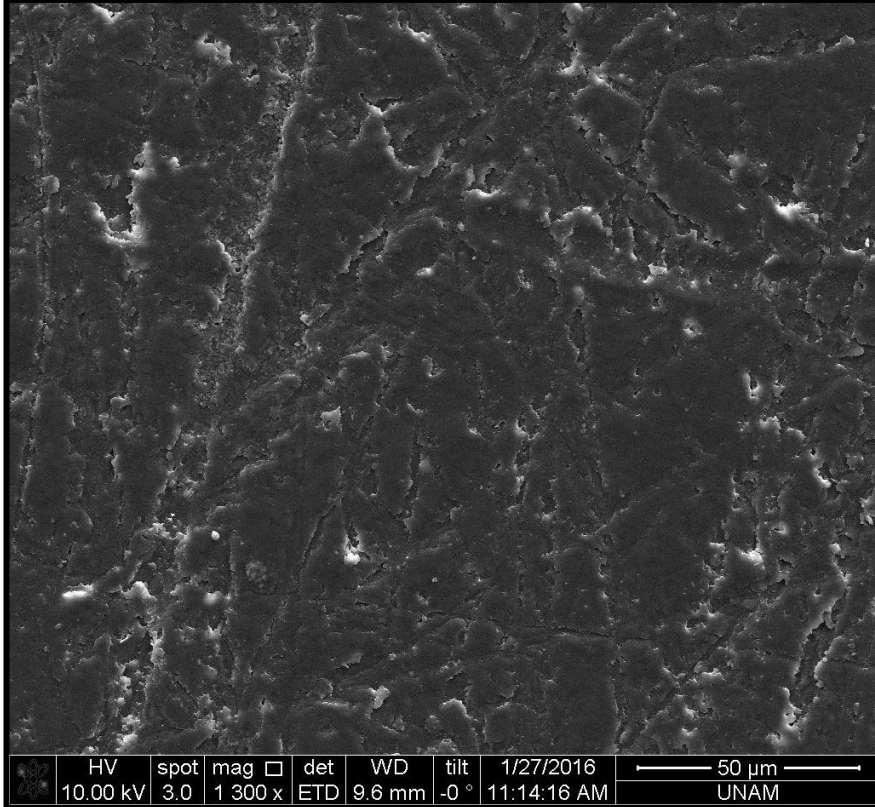
Materyaller arasında eğilme modülleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi materyalden kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Kontrol materyalinin eğilme modülleri değerleri, Merz ($p=0.001$), Avadent ($p=0.004$) ve Polident ($p=0.007$) materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Diğer materyaller arasında eğilme modülleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

3.4. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

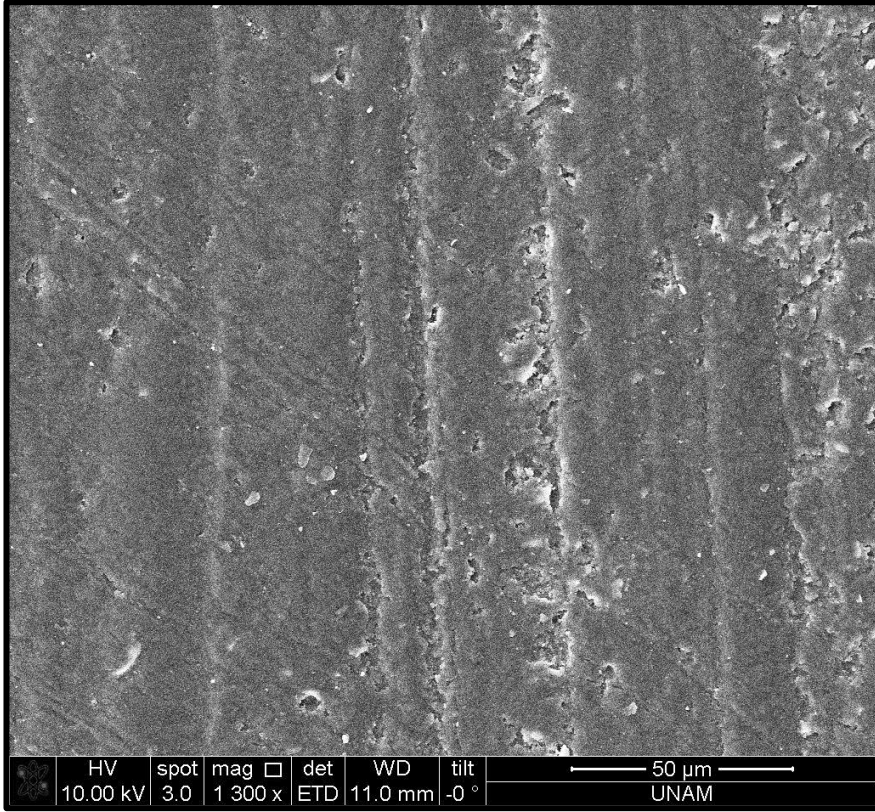
Tarama elektron mikroskobu ile materyallerin yüzey topografileri ısıtılma döngü uygulanan ve uygulanmayan örnekler için x 1300 büyütmede incelenmiştir (Şekil 3.7-Şekil 3.14).



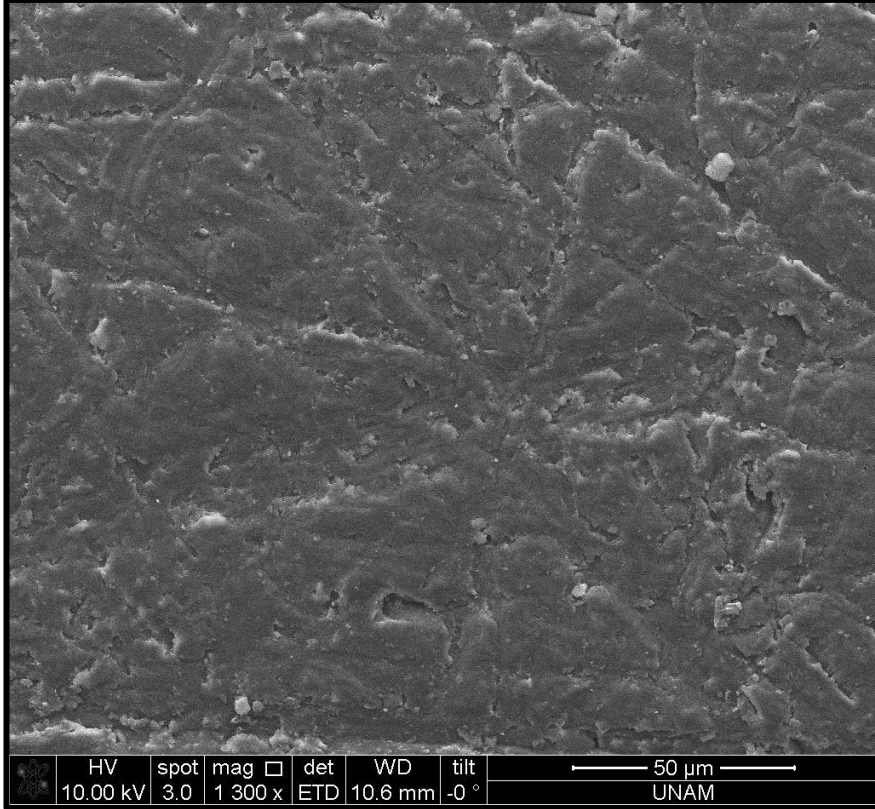
Şekil 3.7. Kontrol materyalinin ısı döngü uygulanmamış pürüzlü örneği



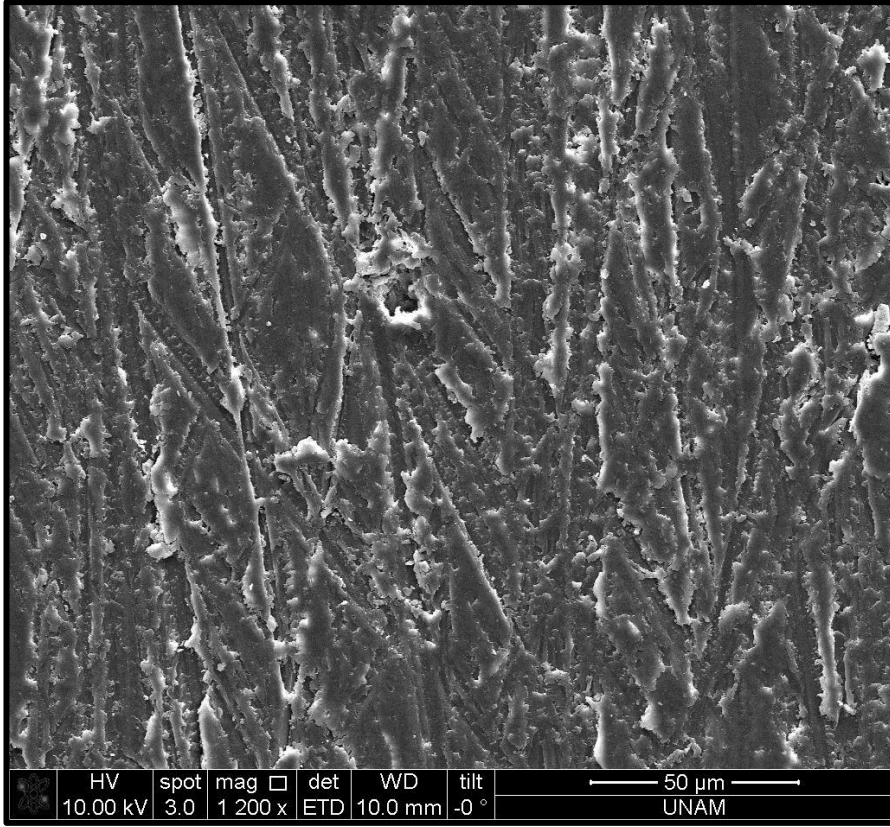
Şekil 3.8. Kontrol materyalinin ısı döngü uygulanan pürüzlü örneği



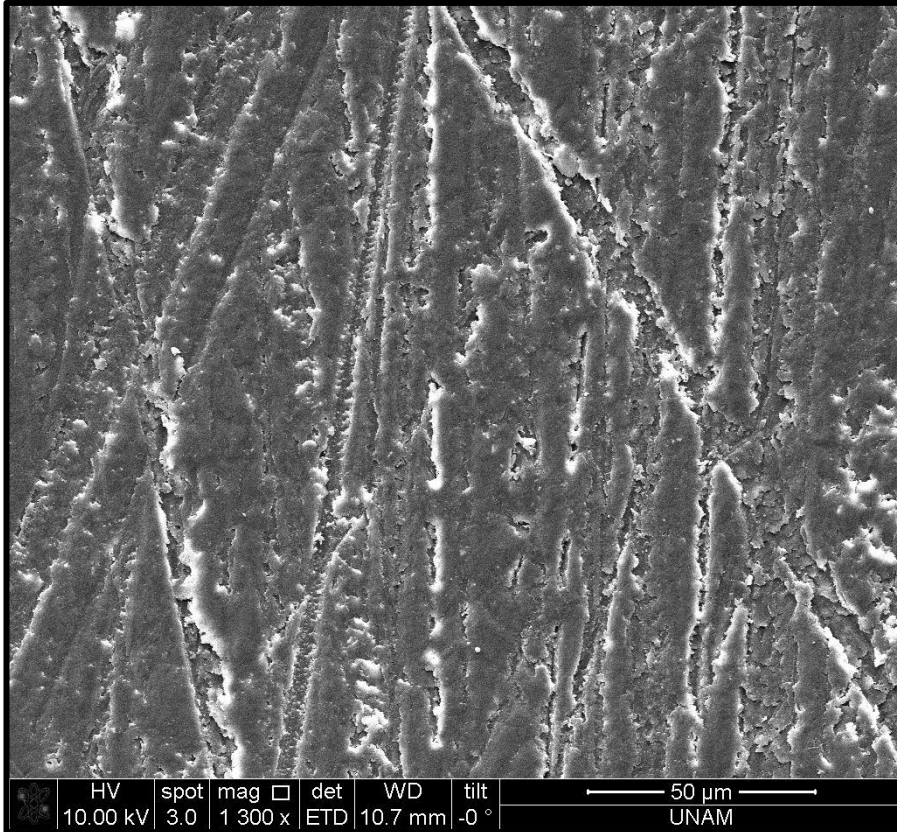
Şekil 3.9. Merz materyalinin ısı döngü uygulanmamış pürüzlü örneği



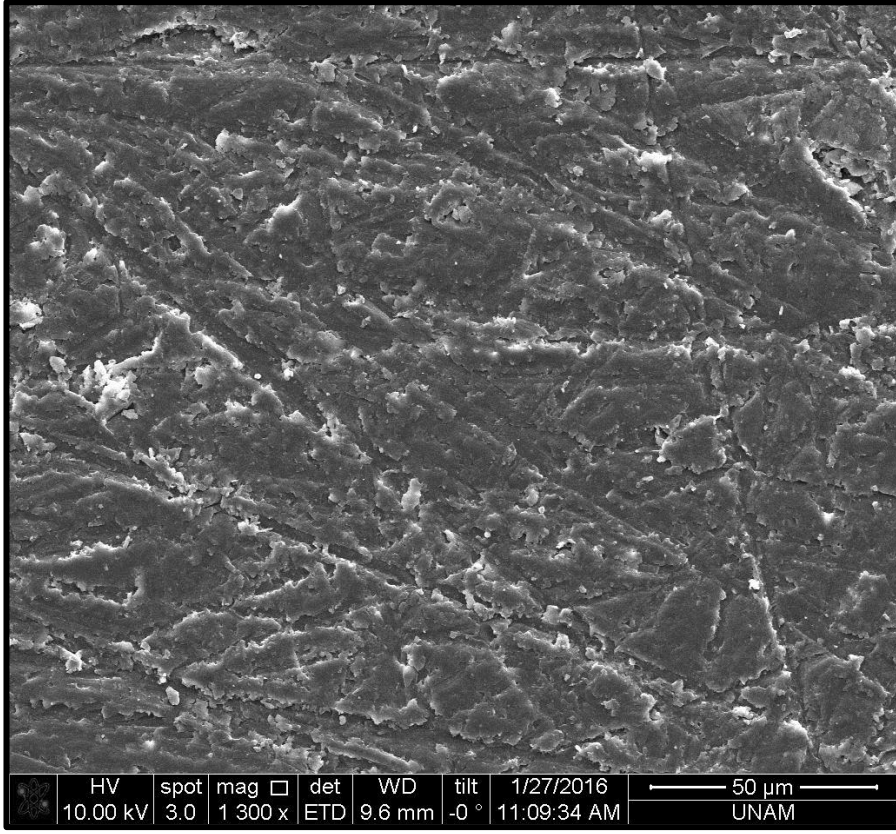
Şekil 3.10. Merz materyalinin ısı döngü uygulanan pürüzlü örneği



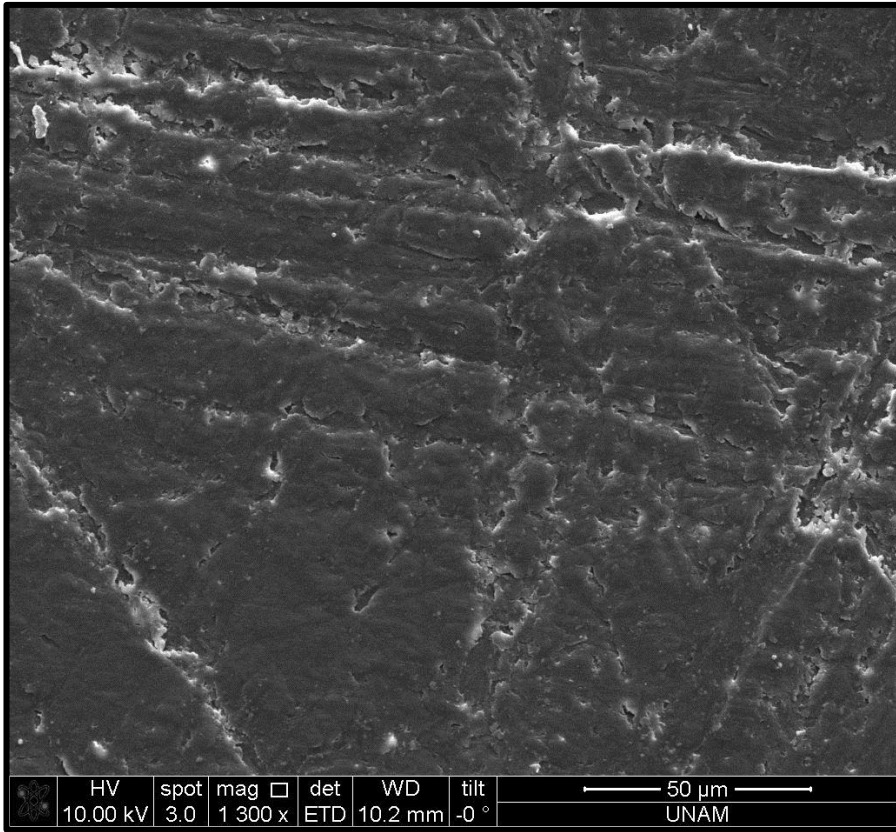
Şekil 3.11. Avadent materyalinin ısı döngü uygulanmamış pürüzlü örneği



Şekil 3.12. Avadent materyalinin ısı döngü uygulanan pürüzlü örneği



Şekil 3.13. Polident materyalinin ısı döngü uygulanmamış pürüzlü örneği



Şekil 3.14. Polident materyalinin ısı döngü uygulanan pürüzlü örneği

4.TARTIŞMA

Son yıllarda CAD/CAM sistemleri ile total protezlerin hazırlanması diş hekimliği alanındaki en güncel yaklaşımlardan biridir. Bu amaçla farklı teknikler ve sistemlerin geliştirilmesi de bu sistemlerle kullanılacak kaide polimerlerinin araştırılmasını ve üretilmesini gündeme getirmiştir.

CAD/CAD sistemlerinde kullanılan prepolimerize PMMA kaide blokları yüksek basınç ve ısı altında üretilmektedir. Bu nedenle millenen protezlerde konvansiyonel yöntemde görülen büzülme problemi önlenmektedir. Ayrıca bloklar yüksek kondanzasyona sahip olduklarından dolayı, artık monomer ve pörözite de daha az olmaktadır (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014; Liebermann 2015). Yapılan literatür taramasında CAD/CAM sistemleriyle kullanılmak üzere üretilen prepolimerize akrilik blok kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünün, topografisinin, yüzey hidrofilitesi gibi fizikokimyasal özelliklerinin ayrıca mekanik özelliklerinin değerlendirildiği herhangi bir in-vivo veya in vitro çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle araştırmamızın bulgularının materyallerin klinik kullanıma uygunluğunun in-vitro değerlendirilmesi açısından önem taşıdığı düşüncesindeyiz.

Oral rehabilitasyonda kullanılan restoratif ve protetik materyaller, tükürük ve komponentleri tarafından fizyolojik olarak karakterize edilen, oldukça değişken nem ve sıcaklık değerlerine sahip kompleks oral çevre şartlarına maruz kalırlar (Hofman, 2001; Lima ve ark., 2010; Liebermann ve ark., 2015). İn-vitro araştırmamızda; materyallerin hidrofilitesi, yüzey pürüzlülüğü ve transvers dayanımları incelenirken, ağız içerisinde kullanıldıkları sürede maruz kaldıkları termal stresslerin taklit edilmesi ve oluşan etkilerin analiz edilmesi amaçlandığından her materyal grubundaki örneklerin yarısına ağız içerisindeki yaklaşık 6 aylık kullanımı yansıtan 5 °C - 55 °C sıcaklık değerleri arasında 5000 döngülük ısıl işlem uygulanmıştır (Peterson ve ark., 1966; Morley ve Stockwell, 1977; Mandras ve ark.,1991; Gale ve Darvell 1999; Ağan 2013). Polimerlerin fiziksel ve mekanik özelliklerindeki en belirgin değişikliklerin ilk 30 gün içinde gerçekleştiğini rapor eden daha önceki çalışmaların bulguları temel alındığında, 6 aylık

kullanımın değerlendirilmesinin yeterli olacağı öngörülmektedir (Fischer ve ark., 2010; Stawarczyk ve ark., 2011; Liebermann ve ark., 2015).

Protez kaide materyalleri polimerizasyondan sonra devam eden su kaybı sebebiyle önemli değişiklere maruz kalabilmektedir. Bu sebeple bütün örnekler yeterli su saturasyonlarının sağlanması amacıyla hazırlandıktan sonra ISO 20795:2013 standardına göre 48 saat 37 °C' de distile su içerisinde bekletilmiştir.

Araştırmamızda klinik şartları tam olarak taklit etmemesine rağmen; kullandığımız prepolimerize PMMA kaide blokları CAD/CAM sistemleri ile millenen materyaller olduğundan, işlem sonrası yüzeyde oluşan frez ve kesim izlerini ortadan kaldırılmak ve in-vitro deney şartlarına uygun standart ve homojen yüzeyler elde etmek amacıyla bütün materyallerin doku yüzeyini yansıtmamasını hedeflediğimiz yüzeylerine sadece 120 ve 400 gritlik zımpara uygulanmışken, parlak yüzeylerini oluşturmak için farklı partikül boyutlu (sırasıyla 120, 400, 600 ve 800 grit) zımparalar ile pürüzsüzleştirme yapılmış ve sonrasında polisaj işlemi uygulanmıştır. Böylece her materyallin parlak ve pürüzlü örnekleri arasındaki pürüzlülük ve hidrofilitate farkları ve ısıl döngü işleminin yüzeylere etkisi değerlendirilebilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü ve serbest yüzey enerjisi restoratif materyallerin klinik performansının değerlendirilmesinde önemli kriterlerdendir. Restorasyonun pürüzlülüğünün plak oluşumunu artırması sonucu çürük oluşumu, diş kaybı, periodontal hastalıklar veya protez stomatiti gibi enflamatuvar rahatsızlıklar ortaya çıkmaktadır (Quirynen ve ark., 1990; Quirynen ve van Steenberghe, 1993; Bollen ve ark., 1997; Şahin ve ark., 2015). Ayrıca pürüzlü yüzeyli restorasyonların boyanmaya ve renk değişimine karşı daha duyarlı olması estetik başarılarını da düşürmektedir.

Dental materyallere bakteriyel adezyonun incelenmesi üzerine yapılan araştırmaların çoğunda yüzey pürüzlülüğü ile adhere olan bakteri sayısı arasında pozitif korelasyon olduğu ve yüksek yüzey pürüzlülüğünün in-vivo ve in-vitro olarak plak formasyonunu arttırdığı rapor edilmiştir (Ulusoy ve ark., 1986; Van Dijk ve ark., 1987; Satou ve ark., 1988; Quirynen ve ark., 1990; Quirynen ve van Steenberghe, 1993; Bollen ve ark., 1997; Rimondini ve ark., 1997; Verran and Maryan, 1997; Tanner ve ark., 2000; Carlén ve ark., 2001; Morgan ve Wilson, 2001; Müller ve ark., 2007; Lee ve ark., 2011; Murat 2012).

Yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasındaki ilişkiyi değerlendiren çalışmalarda; yüzey pürüzlülüğü değeri olarak ortalama pürüzlülük değerinin (Ra) esas alındığı

görülmektedir. Materyallerin yüzey pürüzlülüğü için $R_a = 0,2 \mu\text{m}$ eşik değeri olarak kabul edilmiş ve bu değerin altındaki pürüzlülüğün bakteriyel adezyona etkisi olmadığı savunulmuştur (Bollen ve ark., 1996; Quirynen ve ark. 1996; Bollen ve ark., 1997; Grivert ve ark., 2000; Hahnel ve ark., 2008; Buegers ve ark., 2009; Murat 2012; Ağan 2013).

Akrilik yüzeyler, uygulanan yüzey işlemlerine göre değişen pürüzlülük değerleri sergilemektedirler (Quirynen ve ark., 1990; Bollen ve ark., 1997; Verran ve Maryan, 1997; Zissis ve ark., 2000; Berger ve ark., 2006; Abuzar ve ark., 2010; Al-Rifaiy, 2010; da Silva ve ark., 2010; Zamperini ve ark., 2010; Al-Kherarif, 2013; Köroğlu ve ark., 2015).

Literatürde, ısı ile polimerize edilen kaide rezinleri için bulunan yüzey pürüzlülüğü değerleri genel olarak ortalama $R_a = 0,02$ ile $7,6 \mu\text{m}$ arasında değişmektedir. Polisajı yapılmış akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğü ise, kullanılan aşındırıcının partikül boyutuna bağlı olarak $0,02 \mu\text{m}$ ile $0,75 \mu\text{m}$ arasında değişmektedir (Quirynen ve ark., 1990; Bollen ve ark., 1997; Verran ve Maryan, 1997; Zissis ve ark., 2000; Berger ve ark., 2006; Abuzar ve ark., 2010; da Silva ve ark., 2010; Zamperini ve ark., 2010).

Araştırmamızda kullandığımız kaide rezinlerinin R_a değerleri ısı döngü işlemi uygulanmamış gruplarda pürüzlü yüzeyler için; $0,45 \pm 0,07 \mu\text{m}$ ile $0,62 \pm 0,09 \mu\text{m}$ arasında, parlak yüzeyler içinse; $0,21 \pm 0,07 \mu\text{m}$ ile $0,29 \pm 0,09 \mu\text{m}$ arasında değişim göstermiştir.

Zissis ve arkadaşları'nın (2000), ısı ile polimerize protez kaide rezinlerinin R_a değerlerinin $3,4 \mu\text{m} - 3,8 \mu\text{m}$ (ısı ile polimerize akrilik rezinler) arasında değiştiğini rapor ettikleri çalışmanın sonuçlarıyla karşılaştırdığımızda kontrol grubumuzdaki ısı ile polimerize olan örnekler oldukça düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri ($0,54 \mu\text{m} \pm 0,08$) göstermiştir. Muflalama yaparken alçıyı vakum altında karıştırmamızın, daha düşük değerler elde etmemize katkı sağlamış olabileceği düşünülmektedir. Nitekim Verran ve Maryan'ın (1997) çalışmalarında; vakumlu alçı yüzeye karşı hazırlanan ısı ile polimerize edilen PMMA örnekleri için yüzey pürüzlülüğü değerini $R_a = 1,96 \mu\text{m}$ bulmaları bu tahmini doğrulamaktadır. Ayrıca pürüzlü örnekler hazırlanırken uyguladığımız zımparalama işlemi Veran ve Maryan'ın (1997) sonuçlarından da daha düşük değer elde etmemize neden olmuş olabilir.

Al-Kherarif (2013), mekanik ve kimyasal polisajın, ısı ve ışık ile polimerize akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğün etkisini incelemiş, mekanik polisaja tabi tutulan yüzeylerin Ra değerlerini daha düşük bulmuştur.

Güngör ve arkadaşları (2014), ısı ve kimyasal polimerize akrilik rezinler ile poliamid rezine 4 farklı polisaj tekniği uygulamış ve polisaj tekniğinin ortalama Ra değerleri üzerinde anlamlı etkileri olduğunu rapor etmişlerdir.

Daha önce yapılan çalışmalarda, yüzey pürüzlülüğü oluşturmak ve parlatmak için kullanılan tekniklerin farklılıkları, pürüzlülük ölçüm yöntemlerinin değişmesi ve PMMA gibi kullanılan materyallerin farklı tiplerde ve markalarda olması kontrol grubu için kullandığımız ısı ile polimerize olan akrilik materyalinin Ra değerlerinin direkt olarak bu çalışmalarla kıyaslanmasını zorlaştırmaktadır. Ayrıca araştırmamızda kullanılan prepolimerize PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünün ölçüldüğü ve karşılaştırma yapabilmemizi sağlayacak herhangi bir literatüre de rastlanmamıştır. Elde ettiğimiz sonuçlar sadece üretici firmaların verileri doğrultusunda değerlendirilebilmiştir.

Kullandığımız kaide materyallerini karşılaştırdığımızda; parlak örnek gruplarında bütün prepolimerize kaide örnekleri kontrol grubu örneklerinden daha düşük Ra değeri göstermesine rağmen farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Genel olarak parlatılan bütün materyal örneklerinin pürüzlülüğü ortalama $0,2 \mu\text{m}$ olan eşik değer sınırında veya altında bulunmuştur.

Pürüzlü grupta ise, Merz materyalinin Ra'sı ($0,45 \mu\text{m} \pm 0,07$) en düşük bulunurken, kontrol grubuyla ($0,54 \mu\text{m} \pm 0,08$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). En yüksek Ra değeri gösteren Polident ($0,62 \mu\text{m} \pm 0,09$) ile en düşük Ra değeri gösteren Merz arasındaki fark ise anlamlı bulunmuştur ($p<0,01$). Bu materyallerin yüzeyinin, bakteriyel ve fungal kolonizasyonun önlenmesinde yeterli pürüzlülükte olup olmadığını değerlendirmek amacıyla daha fazla in-vitro ve klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

Isıl döngü işleminin farklı polimer yapıdaki restoratif materyallerin yüzey özellikleri ile mekanik ve fiziksel özellikleri üzerine etkisini inceleyen çok sayıda çalışma mevcut olmakla birlikte (Liebermann ve ark., 2015), kaide materyallerinin özelliklerine etkisini inceleyen oldukça sınırlı sayıda çalışma mevcuttur (Ağan, 2013; Wieckiewicz ve ark., 2014; Ayaz ve ark., 2015).

Ağan (2013); ısı döngü işleminin çeşitli kaide materyallerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini değerlendirdiği çalışmada, PMMA esaslı Meliodent materyalinin parlak ve mat yüzeylerinde ısı döngü işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğünün anlamlı düzeyde azaldığını belirtmiştir.

Wieckiewicz ve arkadaşları (2014), poliamid (PA) ve PMMA'nın elastik modüllerini, renk değişimlerini ve yüzey pürüzlülüklerini inceledikleri çalışmalarında, 5000 döngülük ısı işlemin materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı değişikliğe neden olmadığını tespit etmişlerdir.

Ayaz ve arkadaşları (2015), PA ve PMMA esaslı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüklerine ısı işlemin etkisini inceledikleri araştırmalarında, yapay tükürük ve distile su ile yapılan farklı ısı döngülerin yüzey pürüzlülüğü üzerinde anlamlı bir değişiklik oluşturmadığını rapor etmişlerdir.

Araştırmamızda ise; ısı döngü işlemi Avadant ve Polident örneklerinin pürüzlü yüzeylerinde Ra değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalmasına neden olmuştur ($p < 0,05$). Diğer materyal örneklerinde de ısı döngü işlemine bağlı olarak Ra değerlerinde azalma gözlenmiştir. Ancak bu azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$). PMMA esaslı materyallerin suda çözünürlük gösterdiği düşünüldüğünde pürüzlülüğün azalması bu faktöre bağlanabilir. Suda çözünürlüğe bağlı yüzeyden uzaklaşan yapılar yüzeyin daha pürüzsüz hale gelmesine neden olabilir (Ağan 2013).

Parlak örnek gruplarında ise; ısı döngü işlemi Merz ve Kontrol grubunda pürüzlülüğün azalmasına sebep olurken Avadent ve Polident örnek gruplarında pürüzlülüğün artmasına neden olmuştur. Isı döngü işleminin parlak yüzeylere olan etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$). Bu sonuçlar değerlendirildiğinde, materyallerin üretiminde kullanılan polimerizasyon yönteminin etkilerinin, materyallerin kimyasal konfigürasyonlarındaki farklılıkların, yüzey sertliklerinin ve çözünürlüklerinin daha detaylı biçimde incelenmesi gerektiği görülmektedir.

Birçok araştırmacı, materyal yüzey pürüzlülüğü ve serbest yüzey enerjisini, bakteriyel adezyonu etkileyen en önemli faktörler olarak düşünmektedir (Absolom ve ark., 1983; Eick ve ark., 2004; Teughels ve ark., 2006; Lee ve ark., 2011). Bunun yanında yüzey topoğrafisinin adezyona katkısının, serbest yüzey enerjisi ve hidrofilité gibi fiziko-kimyasal etkileşimlerden daha fazla olduğunu savunan araştırmacılar da vardır (Quirynen ve ark., 1990; Quirynen ve Bollen, 1995; Pereira ve ark., 2008).

Temas açısı ölçümleri, solid yüzeylerin ıslanabilirliğinin ve serbest yüzey enerjisinin belirlenmesinde en sık kullanılan yöntemlerdir. Materyallerin serbest yüzey enerjilerini direkt olarak belirleyecek bir yöntem olmayışı bu ölçümlerin önemini daha da artırmaktadır.

Likit-solid ara yüzeyinde likit molekülleri ile solid yüzeyin molekülleri arasındaki koheziv kuvvetlerin, likit moleküllerinin kendi içlerindeki adeziv kuvvetlerden daha büyük olması sonucunda yüzeyin ıslanabilirliği gerçekleşir. Likit yüzeye tam olarak yayıldığında temas açısı 0° olur ve bu durum tam ıslanmayı gösterir. Likit yüzeyde sınırlı bir miktarda yayılır ve damla formu gösterirse oluşan bu durum parsiyel ıslanma olarak isimlendirilir. Parsiyel ıslanmada temas açısı 0° 'nin üzerinde belirli bir değer alabilir (Murat, 2012; Ağan, 2013, Ramiasa ve ark., 2014).

Temas açısını ölçümünde üç farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar duran damla yöntemi, yakalanmış baloncuk tekniği ve Wilhelmy dinamik kap tekniği'dir. Her birinin kendi içerisinde belirli avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır (Zissis ve ark., 2001). Tez çalışmamızda birçok araştırmacı tarafından (Aydın ve ark., 1997; Yıldırım, 2000; Karahanlı, 2002; Murat, 2012, Ağan, 2013) tercih edilen ve daha pratik bir teknik olan duran damla yöntemi seçilmiştir.

Duran damla yöntemi ile gerçekleştirilen temas açısı ölçümlerinde, kullanılacak sıvının önemi büyüktür. Su temas açısı yüzey hidrofilitesinin göstergesi olarak birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (Yoon ve Ravishankar, 1996; Doyle, 2000; Özcan, 2006; Murat 2012; Ağan 2013). Aynı zamanda sadece su ıslatan sıvı olduğunda temas açısı 90° 'den küçük olan katılar hidrofilik, büyük olanlar ise hidrofobik olarak tanımlanmaktadırlar. Bu nedenle araştırmamızda diğer araştırmacılar gibi distile su kullanılmıştır.

Çalışmamızda distile su kullanılarak materyallerin temas açıları ölçüldüğünde, pürüzlü örnek gruplarında istatistiksel olarak anlamlı şekilde en yüksek temas açısı değerleri gösteren materyalin Avadent ($95,86^\circ \pm 2,22$) olduğu saptanmıştır ($p < 0,01$). Polident materyalinde ölçülen temas açısının ($91,61^\circ \pm 1,91$) ise diğerlerinden anlamlı şekilde daha yüksek olduğu bulunmuştur ($p < 0,01$). Merz materyali ($85,31^\circ \pm 2,77$) ve Kontrol grubu ($85,09^\circ \pm 2,17$) arasında temas açıları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$). Bu sonuçlara göre pürüzlü örnek gruplarında en hidrofobik materyalin Avadent olduğu gözükmektedir.

Parlak örnek gruplarında ise su temas açısı benzer şekilde Avadent materyalinde ($92,95^\circ \pm 2,65$) istatistiksel olarak anlamlı şekilde en yüksek bulunurken, en düşük temas açısı değerinin ise Kontrol grubunda ($73,97^\circ \pm 3,53$) olduğu saptanmıştır ($p < 0,01$).

Bu sonuçlar prepolimerize akrilik blokların pürüzlü ve parlak örnek gruplarında daha hidrofobik özellik gösterdiğini ortaya koymaktadır. Bu durum ilgili materyallerin yüksek basınç ve ısı altında üretilmeleri sonucunda, daha az artık monomer içermelerine ve polimer matriksindeki moleküllerin polaritesinin farklı olmasına bağlı olabilir (Munchow ve ark., 2014; Lieberman ve ark., 2015).

Temas açısı ile serbest yüzey enerjisini etkileyen en önemli faktörlerden biri de yüzey pürüzlülüğüdür. Yüzey pürüzlülüğü ve ıslanabilirlik (hidrofilite) arasındaki bağlantıyı açıklamak amacıyla Wenzel (1936) tarafından öne sürülen hipoteze göre; katı cisimlerin yüzey pürüzlülüğündeki artış, yüzey alanını artırmakta böylece likite karşı katı cismin afinitesi de artmaktadır. Buna bağlı olarak, hidrofilik materyallerde yüzey pürüzlülüğündeki artış hidrofiliteyi artırırken, hidrofobik materyallerde ise yüzey pürüzlülüğü arttıkça hidrofobite artmaktadır (Lampin ve ark., 1997; Taylor ve ark., 1998b; Nishioka ve ark., 2006, Murat 2012).

Çalışmamızın bulguları incelendiğinde, bütün materyallerin pürüzlü yüzeylerinde ki temas açısı değerlerinin parlak yüzeylerdekine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p < 0,05$; $p < 0,01$). Bu durum daha önceki araştırmalarda ortaya konan pürüzlülüğün yüksek olduğu yüzeylerde hidrofobitenin de yüksek olduğu hipotezi ile uyumludur. Yüzey pürüzlülüğünün yüksek olduğu yüzeylerde artmış yüzey alanı, su damlası ile akrilik rezinin fonksiyonel grupları arasındaki etkileşimin artmasına neden olarak hidrofobitenin artmasına yol açmaktadır (Lampin ve ark., 1997; Taylor ve ark., 1998b; Nishioka ve ark., 2006; Murat 2012).

Çalışmamızın bulgularına benzer olarak Monsenego ve arkadaşları (1989), kumlanarak pürüzlendirilen akrilik rezin örneklerin temas açılarını pürüzlendirilmemiş örneklerden daha yüksek bulmuşlardır.

Taylor ve arkadaşları (1998b), PMMA kaide rezininin yüzey pürüzlülük değerinin $0,04 \mu\text{m}$ 'den $1,24 \mu\text{m}$ 'ye yükseldiğinde su temas açısında belirgin bir artış rapor etmişlerdir.

Nishioka ve arkadaşları (2006) tarafından yapılan bir araştırmada ise; akrilik rezin örneklerde yüzey pürüzlülüğünün artması su temas açısını da artırmıştır. Pürüzlülük sıvının yüzey üzerinde yayılmasına engel olarak daha yüksek temas açısının oluşmasına

neden olabilmektedir. Aynı zamanda pürüzlü yüzeyler üzerindeki sıvı damlası altında hapsolan hava da temas açısını artırabilmektedir.

Murat (2012), çalışmasında ısıyla polimerize akrilik rezin ile MMA içermeyen kaide rezinlerinin pürüzlü yüzeylerinde ölçülen su temas açısının parlak yüzeyden daha yüksek olduğunu, hidrofobik materyallerin pürüzlülüğündeki artışın temas açısını da artırdığını gösteren çalışmaların sonuçlarıyla benzer sonuçlar rapor etmiştir. Çalışmamızda kullanılan materyallerin parlak ve pürüzlü yüzeylerinin su temas açısı değerlerindeki farklılık Murat'ın sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Foggi ve arkadaşları 2014, farklı pürüzlülük değerlerine sahip protez kaide rezinlerinin hidrofobositesini değerlendirdikleri çalışmalarında; pürüzlülüğün artmasının hidrofobositeyi de önemli derece arttırdığını rapor etmişlerdir. En düşük temas açısını, Ra değeri ortalama 0,05µm olan grupta 75° olarak, en yüksek temas açısını ise Ra değeri 3 µm olan grupta 100 ° olarak tespit etmişlerdir.

Konu ile ilgili diğer çalışmalarda, elde ettiğimiz verilerden farklı olarak katı cisimlerdeki pürüzlülük artışının temas açısını azalttığını gösteren bulgular da mevcuttur (Taylor ve ark., 1998b; Doyle ve ark., 2000; Teughels ve ark., 2006; Namen ve ark., 2011).

Ağan (2013), poliamid protez kaide materyallerinin (Bre-flex, TCrystal, Valplast, Deflex) ve kontrol grubu olarak ise ısıyla polimerize PMMA (Meliodent)' in mat ve parlak yüzeylerinin su temas açısı ile hidrofobositesini incelediği ve ısıl döngü işleminin yüzeylerin pürüzlülüğüne ve hidrofobositesine etkisini araştırdığı çalışmasında, bulgularımızdan farklı olarak TCrystal materyali haricinde bütün materyallerin mat yüzeylerinin su temas açısını parlak yüzeylerden daha düşük bulunmuştur. Ayrıca ısıl döngü işlemi sonucunda Meliodent' in parlak ve mat yüzey gruplarındaki pürüzlülüğü azalmış fakat temas açısı artmıştır.

Çalışmamızda kontrol grubu hariç bütün materyallerin ısıl döngü işlemi uygulanan pürüzlü ve parlak gruplarındaki temas açısı, uygulanmayan gruplardakinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük bulunmuştur ($p<0,01$). Isıl döngü işlemi uygulanan materyallerin hidrofobositesi azaltmıştır. Ayrıca bütün materyallerin ısıl döngü işlemi uygulanan pürüzlü gruplarındaki yüzey pürüzlülüğü değeri de uygulanmayan gruplardan daha düşük bulunmuştur. Isıl döngü işlemi bütün materyallerin pürüzlülüğünde azalma meydana getirirken kontrol grubu hariç diğer materyallerin temas açısını da azaltmış ve yüzeyler daha hidrofilik özellik kazanmıştır. Kontrol grubundaki ısıyla polimerize akrilik

rezinin ısıl döngü işlemi ile temas açısı değişiminin pürüzlülük değişiminden diğer prepolimerize akrilik materyallerine göre farklı etkilenmesi polimerizasyon ve üretim tekniklerinin farklı olmasından kaynaklanmış olabilir.

Materyallerin ısıl döngü işlemi uygulanan parlak gruplarında ise; yüzey pürüzlülüğü sadece Kontrol ve Merz materyalinin örneklerinde işlem uygulanmayan gruplara göre daha düşük değerler göstermiştir. Temas açısı değeri ise pürüzlülüğün azaldığı kontrol materyalinde artış, Merz materyalinde ise azalma göstermiştir. Avadent ve Polident materyallerinde ise örneklerin yüzey pürüzlülüğü ısıl işlem uygulanan grupta daha yüksek değerler gösterirken temas açısı değerleri azalmıştır. Isıl işlem uygulanan materyal gruplarından elde edilen değişken bulguların polimerlerin degregasyonuna neden olan ısıl döngüden kaynaklandığı düşüncesindeyiz (Hargreaves, 1983; Archadian ve ark., 2000; Silva ve ark., 2013). Bu bulgular, ısıl döngü işleminin materyalin fizikokimyasal özelliklerine etkisinin daha detaylı olarak incelenmesi gerektiğine işaret etmektedir.

Araştırmamızda incelediğimiz kaide rezinlerinden kontrol grubunda kullanılan ısıyla polimerize akrilik rezin materyalinin temas açısı ve yansıttığı hidrofobosite değerleri daha önce yapılmış olan çalışmaların bulgularıyla karşılaştırılabilir olmasına rağmen prepolimerize akrilik blokların değerleri sadece üretici firmaların verdiği bilgilerle kıyaslanabilmiştir. Bu doğrultuda ise elde ettiğimiz sonuçlar üretici firmalarınki ile benzer bulunmuştur. Ancak materyallerin uzun dönem kullanımı sonucu yüzeylerinde meydana gelen fizikokimyasal değişikliklerin in-vitro ve in-vivo araştırmalarla incelenmesi gerektiği düşüncesindeyiz.

Protez kaideleri çiğneme kuvvetleri altında belirli bir esneme özelliği göstermektedir. Bu esnemenin yarattığı internal stresler akrilik polimerinde çatlak formasyonu meydana getirmekte ve bu çatlakların genişlemesi protez kırıklarına sebep olmaktadır. Bir protezin kaide kırıklarına direnç gösterebilecek yeterli dayanıma sahip olması gerekmektedir.

Eğilme dayanımı testleri ağız içi ortamı en iyi taklit eden testler olması bakımından kaide materyallerinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır (Machado ve ark. 2010). Yorulma dayanımı klinik olarak yüksek öneme sahip olmasına rağmen, eğilme dayanımının değerlendirilmesi daha pratik bir yöntem olduğundan birçok araştırmacı tarafından materyallerin mekanik özelliklerinin araştırılmasında kullanılmıştır (Archadian ve ark., 2000; Karacaer ve ark., 2003; Orsi ve ark., 2004; Doğan ve ark., 2007; Ribeiro ve ark., 2008; Consani ve ark., 2009; Ceylan, 2012).

Akrilik rezinlerin mekanik yeterliliklerinin değerlendirilmesinde eğilme dayanımının yanı sıra incelenmesi gereken diğer özellikler arasında eğilme modülü ve materyal tarafından karşılanabilen maksimum kuvvet değerleri yer almaktadır (Durkan ve ark., 2008; Ellakwa ve ark., 2008; O'Brien, 2008; Ceylan, 2012).

Protez kaide materyallerinin eğilme modülleri rijiditeleri hakkında önemli bir göstergedir. Eğilme modülleri düşük olan kaide materyalleri daha esnek bir yapıya sahiptirler. Bu esnekliğin kompanse edilmesi ancak kaide plağının kalınlığının artırılması ile mümkün olur. Kalınlıktaki bu artış dil boşluğunun daralmasına neden olmaktadır. Rezonans kavitesinin boyutlarının değişmesi konuşmayı olumsuz yönde etkiler. Kaide materyali yeterli dayanıklılık ve sertlikte olması daha ince kaide plağı yapımını olanaklı kılar. Böylelikle hastanın protezi daha rahat kullanması sağlanır, destek dokuların daha uygun biyofiziksel uyarılar alarak korunması mümkün olabilir.

Bu amaçla çalışmamızda kaide materyallerinin eğilme dayanımlarının ve eğilme modüllerinin değerlendirilmesi için ISO 20795'de tanımlanan üç nokta eğme testi kullanılmıştır.

Belirtilen ISO standartına göre protez kaide materyallerinin minimum eğilme dayanımlarının ≥ 65 MPa, eğilme modüllerinin ise ≥ 2000 MPa olması gerekmektedir.

Çalışmamızda konvansiyonel ısı ile polimerize akrilik rezin ile üç farklı prepolimerize akrilik rezin blok materyali eğilme dayanımı ve eğilme modülü açısından kıyaslanmıştır.

Isıl döngü işlemi uygulanmayan gruplarda materyallerin eğilme dayanımlarının $108,95 \pm 5,36$ ile $133,43 \pm 5,9$ MPa arasında değiştiği saptanmıştır. Polident materyali ($133,43$ MPa $\pm 5,9$) diğer üç materyalden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek eğilme dayanımı gösterirken, Kontrol grubu materyali ($108,95 \pm 5,36$ MPa) ise en düşük eğilme dayanımı göstermiştir ($p < 0.01$). Avadent materyalinin değerleri ($118,32 \pm 4,66$ MPa) Kontrol materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunurken ($p < 0.01$); Merz materyali ($122,47 \pm 5,54$ MPa) ile arasındaki farklılık anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$). Materyallerin eğilme modülleri ise $2892,42 \pm 375$ MPa (Merz) ile $3092,75 \pm 330,56$ MPa (Kontrol) arasında değerler göstermiştir. Bu sonuçlar üretici firmalar tarafından rapor edilen sonuçlarla uyumlu olmakla beraber literatürde kullandığımız prepolimerize materyallerle ilgili daha önce yayınlanmış bir çalışma olmadığından detaylı olarak kıyaslama yapmamız mümkün olmamıştır. Ancak çalışmamızdaki tüm materyallerin belirtilen standardın üstünde değerlerler gösterdiği görülmektedir.

Protez kaide materyallerinin mekanik özellikleri polimerizasyon metoduna bağlı olarak değişebilmektedir (Memmon ve ark., 2001; Phoenix ve ark., 2004; Ganzarolli ve ark., 2006; Ali ve ark., 2008; Uçar ve ark., 2011).

Yunus ve arkadaşları çalışmalarında (2005), poliamid esaslı protez kaide materyalleri ile farklı polimerizasyon yöntemlerine sahip PMMA esaslı kaide rezinlerinin eğilme dayanımlarını ve eğilme modüllerini kıyaslamışlardır. İlgili çalışmada, ısı ile polimerize akrilik rezin Meliodent'in eğilme dayanımı, mikrodalga ile polimerize akrilik rezin Lucitone 199' dan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Ganzarolli ve arkadaşları (2006), termoenjeksiyon, mikrodalga ve ısı ile polimerize akrilik rezinlerin eğilme dayanımlarını kıyasladıkları çalışmalarında, ısı ile polimerize akrilik rezinlerin eğilme dayanımını diğer materyallerden anlamlı derecede düşük bulmuşlardır. Enjeksiyon ile şekillendirilen akrilik rezinler ile mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinlerin eğilme dayanımlarının ise benzer olduğunu tespit etmişlerdir.

Ali ve arkadaşları (2008), ışık ve ısı ile polimerize olan üretan dimetakrilat rezin (Eclipse) ile ısı ile polimerize PMMA (Meliodent) ve otopolimerize PMMA (Probase Cold)'nın eğilme dayanımlarını ve modüllerini incelemişlerdir. İlgili çalışmada otopolimerize akrilik rezin ısı ile polimerize akrilik rezinden hem eğilme dayanımı hem eğilme modülü yönünden anlamlı olarak düşük değerler göstermiştir.

Akrilik rezinlerin polimerizasyonları için hangi yöntem kullanılırsa kullanılsın, monomerlerin eksiksiz polimerleşmesi gerçekleşmez ve polimerize olmuş rezin matrisin içinde değişik miktarlarda serbest veya reaksiyona girmemiş monomer kalır. (Inoue ve ark., 1983; Kalıpçılar ve ark., 1991; Kedjarune ve ark., 1999; Machado ve ark., 2007; Urban ve ark., 2007; Ceylan, 2012). Artık monomerler ise polimer matris içinde plastizör işlevi görerek pörözitelere neden olur, bu durum akrilik rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini zayıflatabilir (Hill, 1981; Meriç, 2010; Ceylan, 2012). Özellikle monomer içeriğinde bulunan çapraz bağlama ajanlarının eksiksiz bir biçimde tepkimeye girebilmesi için yüksek sıcaklık ve basınç derecelerinin sağlandığı polimerizasyon koşullarının oluşturulması gerekmektedir (Hill, 1981; Arima ve ark., 1996). Çalışmamızın bulgularına göre prepolimerize akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde kontrol grubu materyalinden daha yüksek olması, prepolimerize blokların yüksek ısı ve basınç altında özel polimerizasyon metodu ile hazırlanmasından kaynaklanmış olabilir.

Protez rezinleri, ağız içerisinde özellikle sıcak ve soğuk gıdaların ve içeceklerin tüketilmesi sırasında rutin olarak termal streslere maruz kalırlar. Termal stresler polimer zincirleri arasındaki mesafeyi artırarak materyalin su emiliminin artmasına sebep olabilmektedir. Sıcaklık artışı su moleküllerinin kaide materyalleri içerisine daha hızlı difüze olmasına sebep olmakta ve polimer içerisindeki su plastizer olarak etki göstererek çiğneme kuvvetleri altında zincirlerin birbiri üzerinden çok daha kolay kaymasına izin vermekte ve bu durum polimerlerin mekanik özelliklerini negatif yönde etkilemektedir. Birçok araştırmacı tarafından akrilik rezinlerin eğilme ve darbe dayanımları araştırılmış olmasına rağmen termal döngünün materyalin mekanik özelliklerine etkisi üzerine oldukça sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (Hargreaves, 1993; Machado ve ark. 2010; Silva ve ark., 2013; Wieckiewicz ve ark., 2014).

Minami ve arkadaşları (2005), 50.000 döngülük ısı işlem uyguladıkları otopolimerizan akrilik rezinle tamir edilen kaide materyallerinde eğilme dayanımını anlamlı düzeyde daha düşük bulmuşlardır. Bu durumun ısı döngünün neden olduğu termal streslere bağlı su emiliminden ve materyalin kendi pöröz yapısından kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir.

Machado ve arkadaşları (2010), 5000 termal döngü uygulanan ve uygulanmayan ısı ile polimerize yüksek dayanımlı akrilik rezinler ile ısı ile polimerize poliüretan protez kaide sistemlerinin eğilme dayanımlarını kıyasladıkları çalışmalarında termal döngünün her iki materyalinde eğilme dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede azalttığını rapor etmişlerdir.

Silva ve arkadaşları (2013) da ısıyla polimerize akrilik rezin ve otopolimerizan astar materyallerinin mekanik özelliklerine 5000 döngülük ısı işlemin etkisini inceledikleri çalışmalarında işlem sonrası belirgin farklılıklar oluşmadığını sadece bir materyalin kırılma dayanımının arttığını rapor etmişlerdir.

Kawagucji ve arkadaşları (2014), 6 ay suda beklettikleri PMMA kaide örneklerinin eğilme dayanımının azaldığı ancak elastik modüllerinin anlamlı düzeyde değişmediğini bildirmişlerdir.

Ayaz ve arkadaşları (2015) ise, PMMA ve poliamid esaslı kaide rezinlerinin fiziksel ve mekanik özelliklerine ısı işlemin etkisini inceledikleri çalışmalarında, ısı döngü işleminin eğilme dayanımları üzerinde anlamlı bir etki yapmadığını rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda ısıl döngü işlemi uygulanan gruplarda materyallerin eğilme dayanımlarının 98,83±6,33 ile 125,85±3,92 MPa arasında değiştiği ve Polident materyalinin (125,85 ±3,92 MPa) diğer üç materyalden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek eğilme dayanımı gösterdiği görülmüştür (p<0.01). Materyallerin eğilme modülleri ise 2410,23±184,23 MPa (Merz) ile 3162,15±445,53 MPa (Kontrol) arasında değerler göstermiştir. Materyallerin ısıl döngü işlemi uygulanan gruplarında saptanan eğilme dayanımları ve eğilme modülleri uygulanmayan gruplarındakinden daha düşük bulunmuştur. Isıl döngü işlemi bütün materyallerin mekanik özelliklerinin zayıflamasına neden olmuştur. Sadece kontrol materyalinin eğilme modülü ısıl işlem uygulanmayan gruptakinden daha yüksek çıkmıştır. Kontrol ve Polident materyalleri için farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0.05). Yeni geliştirilen prepolimerize akrilik rezinlerin mekanik özelliklerine ısıl döngü işleminin etkisini değerlendirildiği bir çalışma da mevcut değildir. Daha önce yapılan az sayıdaki çalışmaya paralel olarak araştırmamızda termal döngü işleminin materyallerin eğilme dayanımlarını azalttığını sonucuna ulaşılmıştır. Bu değişim istatistiksel olarak anlamlı olmasına rağmen, klinik açıdan yaratacağı etkilerin daha farklı araştırmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Malzemelerin özellikleri içyapılarına bağlı olduğundan yapısal ayrıntıların daha detaylı biçimde incelenmesi gerekmektedir. Çalışmamızda kullanılan tarama elektron mikroskobu (SEM), materyallerin yüzeylerini görüntüleyebilmek amacıyla kullanılmıştır. SEM incelemesi sonucunda; materyallerin pürüzlü örneklerinin yüzey morfolojilerinde farklılıklar olduğu görülmüştür. Isıl döngü işlemi uygulanmayan pürüzlü örneklerden en homojen, kompakt ve düzgün yüzeye sahip materyalin Merz olduğu tespit edilmiştir. Kontrol materyalinin ise Merz materyalinden daha düzensiz ve yer yer pörözler içeren bir yapıya sahip olduğu izlenmiştir. Avadent ve Polident materyallerinin ise kontrol materyaline göre daha fazla yüzey düzensizliği gösterdiği, pöröz bir yapıya ve mikro boşluklara sahip oldukları görülmüştür. Yapılan zımparalama işlemleri eşit düzeyde olmasına rağmen Avadent ve Polident materyallerinde çok daha belirgin yüzey düzensizliklerine rastlanmıştır. Bu durum ilgili materyallerin yüzey serliklerine bağlı olabileceği gibi, mikroyapılarındaki düzensizliklere bağlı olarak da gelişmiş olabilir.

Isıl döngü işlemi uygulanan pürüzlü örneklerde ise; düzensizliklerinin yüzey pürüzlülüğü bulgularımıza benzer şekilde bütün materyallerde azaldığı ve derin kraterlerin mevcut olmakla birlikte bunların düzleştiği tespit edilmiştir. Özellikle ısıl döngü işlemi

uygulanmayan grupta olduğu gibi Polident ve Avadent materyallerinin diğer materyallerden daha pöröz oldukları görülmüştür.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

CAD/CAM sistemleri ile hareketli protez yapımında kullanılmak amacı ile üç farklı firma tarafından üretilen prepolimerize PMMA kaide blokları ile ısı ile polimerize olan akrilik kaide materyalinin yüzey özelliklerini, mekanik dayanımlarını ve ısı döngü işleminin bunlara etkisini in-vitro olarak incelediğimiz çalışmamızın sonucunda;

1-Tüm materyallerin polisaj işlemi uygulanan parlak yüzeylerinde yüzey pürüzlülüğü, polisaj işlemi uygulanmayan pürüzlü yüzeylerine kıyasla daha düşük bulunmuştur. Daha ince grenli zımpara ve pasta ile yapılan polisaj işlemi yüzeylerin daha düzgün ve pürüzsüz olmasına neden olmuştur.

2-Isıl döngü işlemi uygulanan pürüzlü yüzeylerde, uygulanmayan örneklere kıyasla daha pürüzsüz yüzeyler oluşurken, ısı döngü işlemi uygulanan parlak yüzeylerde uygulanmayanlara kıyasla anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir.

3-Isıl döngü işlemi uygulanmamış gruplarda materyallerin parlak yüzeylerinde yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir farklılık bulunmazken, polisaj işlemi uygulanmamış pürüzlü yüzeylerde ise en düzgün, en az pürüzlülüğe sahip materyalin Merz olduğu tespit edilmiştir.

4-Isıl döngü işlemi uygulanmış gruplardaki pürüzlü yüzeylerde Polident materyalinin yüzey pürüzlülüğü istatistiksel olarak anlamlı şekilde en yüksek bulunurken, parlak yüzeylerdeki yüzey pürüzlülüğü Merz materyalinde anlamlı şekilde en düşük bulunmuştur.

5-Materyallerin yüzey pürüzlülüğü genel olarak değerlendirildiğinde Merz materyali en pürüzsüz, Polident materyali ise en pürüzlü materyal olarak göze çarpmıştır.

6-Materyallerin su temas açıları incelendiğinde; polisaj işlemi uygulanmamış pürüzlü yüzeylerin, parlak yüzeylere göre daha yüksek temas açısına sahip olduğu dolayısıyla pürüzlü yüzeylerin daha hidrofobik olduğu sonucuna varılmıştır.

7-Isıl işlem uygulanmamış materyal gruplarının temas açıları, ısı işlem uygulanmış olanlardan hem parlak hem pürüzlü yüzeylerde (Kontrol grubu hariç) anlamlı derecede

yüksek bulunmuştur. Isıl işlem uygulanan yüzeyler daha hidrofilik özellik kazanmışlardır.

8-Isıl işlem uygulanan pürüzlü ve parlak yüzeylerde sadece Kontrol grubundaki örneklerin temas açısı ısıl işlem uygulanmayanlara kıyasla yüksek bulunmuştur. Isıl işlem uygulanan Kontrol materyalinin hidrofobitesi artmıştır.

9-Materyaller arasında ısıl işlem uygulanmamış parlak ve pürüzlü yüzeylerde en yüksek temas açısına sahip dolayısıyla en hidrofobik materyal Avadent olmuştur. Isıl işlem uygulananlarda ise en hidrofobik materyal Kontrol grubu olarak tespit edilmiştir.

10-Isıl döngü işlemi uygulanmayan materyal gruplarının tümünde eğilme dayanımı, ısıl döngü işlemi uygulanan gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

11- Isıl döngü işlemi uygulanmayan materyal gruplarının tümünde eğilme modülü, ısıl döngü işlemi uygulanan gruplara kıyasla (Kontrol grubu hariç) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

12- Isıl döngü işlemi materyallerin mekanik dayanıklılıklarını ve rijiditelerine negatif yönde etki etmiştir.

13-Materyallerin ısıl döngü uygulanan ve uygulanmayan gruplarında, en yüksek eğilme dayanımı Polident materyalinde, en düşük eğilme dayanımı Kontrol materyalinde bulunmuştur.

14-Materyallerin ısıl döngü uygulanan ve uygulanmayan gruplarında, en yüksek eğilme modülü Kontrol materyalinde, en düşük eğilme modülü Merz materyalinde bulunmuştur. En rijit materyal Kontrol materyali olarak tespit edilmiştir.

15-SEM incelemesi sonucunda; ısıl döngü işlemi uygulanmayan pürüzlü örneklerden en homojen, kompakt ve düzgün yüzeye sahip materyalin Merz olduğu, Avadent ve Polident örneklerinin ise kontrol materyaline göre daha fazla yüzey düzensizliği gösterdiği ve pöröz ve mikro boşluklara sahip oldukları görülmüştür.

16-Isıl döngü işlemi uygulanan pürüzlü örneklerde ise düzensizliklerinin uygulanmayan örneklerine göre azaldığı ve derin kraterlerin mevcut olmakla birlikte düzleştiği tespit edilmiştir.

17-Çalışmamızın sonuçları incelendiğinde prepolimerize PMMA blokların fiziksel ve mekanik özelliklerinin tam olarak anlaşılabilmesi için birçok farklı çalışmaya ihtiyaç olduğu göze çarpmaktadır.

18-Materyalin yüzey özelliklerine ve mekanik dayanımlarına belirgin etki göstermeleri dolayısı ile su emiliminin, yüzey sertliğinin ve artık monomer miktarının araştırılması, ilgili özelliklerin değerlendirilmesinde büyük öneme sahiptir.

19-Tarafımızdan bazı yüzey özellikleri incelenen materyallerin bakteriyel ve candida adezyonu açısından da değerlendirilmesi gerekmektedir. İlgili yüzey özellikleri ile paralel yürütülecek mikrobiyolojik araştırmalar birçok önemli parametre elde edilmesine imkan sağlayacaktır.

20-Gerekli in-vitro çalışmaların yapılmasının ardından materyallerin uzun dönem in-vivo yöntemlerle araştırılması ve takibi, CAD/CAM teknolojisi ile üretilecek hareketli protezlerin başarısının değerlendirilmesini mümkün kılacaktır.

KAYNAKLAR

- ABSLOM, D.R., LAMBERTI, F.V., POLICOVA, Z., ZINGG, W., VAN OSS, C.J., NEUMANN, A.W. (1983). Surface thermodynamics of bacterial adhesion. *Appl. Environ. Microbiol.*, Jul;46(1):90-7.
- ABUZAR, M.A., BELLUR S., DUONG, N., KIM, B.B., LU, P., PALFREYMAN, N., SURENDRAN, D., TRAN V.T. (2010). Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). *J. Oral Sci.*, Dec;52(4):577-81.
- ALÍ, I.L., YUNUS, N., ABU-HASSAN, M.I. (2008). HARDNESS, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *J. Prosthodont.*, Oct;17(7):545-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00357.x. Epub 2008 Aug 26.
- AL KHERAÏF, A.A. (2013). Surface roughness of polyvinyl siloxane impression materials following chemical disinfection, autoclave and microwave sterilization. *J. Contemp. Dent. Pract.*, May 1;14(3):483-7.
- AL-RADHA, A.S., DYMOCK, D., YOUNES, C., O'SULLIVAN, D. (2012). Surface properties of titanium and zirconia dental implant materials and their effect on bacterial adhesion. *J. Dent.*, 40:146-153.
- AL-RİFAÏY, M.Q. (2010). The effect of mechanical and chemical polishing techniques on the surface roughness of denture base acrylic resins. *Saudi. Dent. J.*, Jan;22(1):13-7. doi: 10.1016/j.sdentj.2009.12.006. Epub 2009 Dec 24.
- ANIL, N. (1997). Dental materyallerin ıslanabilirliği. *Hacettepe Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 21: 84-91.
- ANUSAVICE, K.J. (1996). Philips Science of Dental Materials, Tenth Ed., WB Saunders Company, Philadelphia.
- ANUSAVICE, K.J. (2003). Philips' Science of Dental Materials, 11 th Ed., St. Louis: Elsevier Science Ltd., Chapter 4.
- ARCHADIAN, N., KAWANO, F., OHGURI, T., ICHIKAWA, T., MATSUMOTO, N. (2000). Flexural strength of rebased denture polymers. *J. Oral. Rehabil.*, Aug;27(8):690-6.
- ARIMA, T., MURATA, H., HAMADA, T. (1996). Analysis of composition and structure of hard autopolymerizing reline resins. *J. Oral. Rehabil.*, May;23(5):346-52.
- AYAZ, E.A., BAĞIŞ, B., TURGUT, S. (2015). Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *J. Appl. Biomater. Funct. Mater.*, Oct 16;13(3):e280-6. doi: 10.5301/jabfm.5000236.
- AYDİN, A.K., TERZİOĞLU, H., ULUBAYRAM, K., HASİRCİ, N. (1997) Wetting properties of saliva substitutes on acrylic resin. *Int. J. Prosthodont.*, Sep-Oct;10(5):473-7.

- BAKKER, D.P., HUIJS, F.M., DE VRIES, J., KLIJNSTRA, J.W., BUSSCHER, H.J., VAN DER MEI, H.C. (2003). Bacterial deposition to fluoridated and non-fluoridated polyurethane coatings with different elastic modulus and surface tension in a parallel plate and a stagnation point flow chamber. *Colloids Surf. B: Biointerfaces*, 32: 179-190.
- BASAN, S. (2001). Polimer kimyası, s. 192-222, 252-263, 339-340, C.Ü. Yayınları, Önder Matbaası, Sivas.
- BERGER, J.C., DRISCOLL, C.F., ROMBERG, E., LUO, Q., THOMPSON, G. (2006). Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *J.Prostodont.*, May-Jun;15(3):180-6.
- BİDRA, A.S., TAYLOR, T.D., AGAR, J.R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives, *J. Prosthet. Dent.*, Jun;109(6):361-6. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60318-2.
- 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. *Dent. Mater.*, 13: 258-269.
- BOLLEN, C.M., PAPAIOANNO, W., VAN ELDERE, J., SCHEPERS, E., QUIRYNEN, M., VAN STEENBERGHE, D. (1996). The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin. Oral Implants Res.*, Sep;7(3):201-11.
- BRINK, L.E.S., ELBERS, S.J.G., ROBBERTSEN, T., BOTH, P. (1993). The anti-fouling action of polymers preadsorbed on ultrafiltration and microfiltration membranes. *J. Memb.Sci.*, 76: 281-291.
- BUERGERS, R., HAHNEL, S., REISCHL, U., MUELLER, R., ROSENTRITT, M., HANDEL, G., BEHR, M. (2009). Streptococcal adhesion to various luting systems and the role of mixing errors. *Acta Odontol. Scand.*, 67(3):139-45. doi: 10.1080/00016350902729251.
- BUSCH, M., KORDASS, B. (2006). Concept and development of a computerized positioning of prosthetic teeth for complete dentures. *Int. J. Comput. Dent.*, Apr;9(2):113-20.
- BUSSCHER, H.J., PERDOK, J.F., VAN DER MEI, H.C. (1992). Bacterial growth inhibition and short-term clinical efficacy of a vegetable oil-based mouthrinse: preliminary study. *Clin. Prev. Dent.*, 14: 5-8.
- BUSSCHER, H.J., RINASTITI, M., SISWOMIHARDJO, W., VAN DER MEI, H.C. (2010). Biofilm formation on dental restorative and implant materials. *J. Dent. Res.*, 89: 657-665.
- BUSSCHER, H.J., UYEN, M.H., VAN PELT, A.W., WEERKAMP, A.H., ARENDS, J. (1986). Kinetics of adhesion of the oral bacterium *Streptococcus sanguis* CH3 to polymers with different surface free energies. *Appl. Environ. Microbiol.*, 51: 910-914.
- BUZOĞLU, H.D., GÜMÜŞDERELİOĞLU, M., ROTSTEIN, I. (2009). Effect of bleaching agents on surface free energy parameters of resin composite coated with saliva biofilm. *Am. J. Dent.*, 22: 223-227.

- CARLÉN, A., NIKDEL, K., WENNERBERG, A., HOLMBERG, K., OLSSON, J. (2001). Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*, Mar;22(5):481-7.
- CRAIG, R. G., POWERS, J. M., WATAHA, J. C. (2000) Dental Materials: Properties and Manipulation (7th Ed) Mosby Inc.
- CRAIG, R.G., POWERS, J.M., WATAHA, J.C. (2004). Dental Materials: Properties and Manipulation, 8 th., Ed., St Louis, Missouri: Mosby, Inc., Chapter 13..
- CEYLAN, G. (2012). Protez kaide materyalinin yapısının çeşitli katkı maddeleri ile iyileştirilmesi sonucunda oluşan materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerinin incelenmesi. Doktora tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- CONSANI, RL., AZEVEDO, D.D., MESQUITA, M.F., MENDES, W.B., SAQUY, PC. (2009). Effect of repeated disinfections by microwave energy on the physical and mechanical properties of denture base acrylic resins. *Braz. Dent. J.*, 20(2): 132-137.
- ÇALIKKOCAOĞLU, S. (2000). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler). Mor Ajans, İstanbul. Bölüm 3.
- ÇALIKKOCAOĞLU, S. (2004). Tam Protezler: Polimerizasyon ve Polimerizasyon Yöntemleri, 4. Baskı, Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği, İstanbul, 11. Bölüm.
- ÇEHRELİ, M.C., SAHİN, S., ERGUNAY, K., USTAÇELEBİ, S., SEVİL, U.A. (2004). Cytotoxicity of eluates from a gamma-ray-polymerized poly(methyl methacrylate). *J. Biomater. Appl.*, 18: 223-231.
- ÇELEBİ, N., YÜZGÜLLÜ, B., CANAY, S., YÜCEL, U. (2008). Effect of polymerization methods on the residual monomer level of acrylic resin denture base polymers. *Polym. Adv. Technol.*, 19: 201–206.
- DA SILVA, J.M., DA ROCHA, D.M., TRAVASSOS, A.C., FERNANDES VV, J.R., RODRIGUES, J.R. (2010). Effect of different finishing times on surface roughness and maintenance of polish in nanoparticle and microhybrid composite resins. *Eur. J. Esthet. Dent.*, Autumn;5(3):288-98.
- DEB, S. (1998). Polymers in dentistry. *Proc. Inst. Mech. Eng H.*, 212: 453-464.
- DE FOGGI, C.C., MACHADO, A.L., ZAMPERINI, C.A., FERNANDES, D., WADY, A.F., VERGANI, C.E. (2014). Effect of surface roughness on the hydrophobicity of a denture-base acrylic resin and *Candida albicans* colonization. *J. Investig. Clin. Dent.*, Oct 20. doi: 10.1111/jicd.12125. [Epub ahead of print].
- DOĞAN, O.M., BOLAYIR, G., KESKİN, S., DOĞAN, A., BEK, B. (2008). The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, Jun;19(6):2343-9. Epub 2007 Dec 23.
- DOYLE, R.J. (2000). Contribution of the hydrophobic effect to microbial infection. *Microbes Infect.*, 2: 391-400.
- DURKAN, R., GÜRBÜZ, A., YILMAZ, B., ÖZEL, M.B., BAĞIŞ, B. (2012). Effect of autoclave postpolymerization treatments on the fracture toughness of autopolymerizing dental acrylic resins. *J. Appl. Biomater. Function Mater.*, 10: 37-42.
- DURKAN, R., ÖZEL, M.B., BAĞIŞ, B., USANMAZ, A. (2008). In vitro comparison of autoclave polymerization on the transverse strength of denture base resins. *Dent. Mater. J.*, Jul;27(4):640-2.

- EICK, S., GLOCKMANN, E., BRANDL, B., PFISTER, W. (2004). Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system. *J. Oral Rehabil.*, Mar;31(3):278-85.
- ELLAKWA, A.E., MORSY, M.A., EL-SHEIKH, A.M. (2008). Effect of aluminum oxide addition on the flexural strength and thermal diffusivity of heat-polymerized acrylic resin. *J. Prosthodont.*, Aug;17(6):439-44. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00318.x. Epub 2008 May 9.
- FISCHER, J., ROESKE, S., STAWARCZYK, B., HÄMMERLE, C.H. (2010). Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. *Dent. Mater. J.*, Mar;29(2):188-92.
- GALE, M.S., DARVELL, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J. Dent.*, Feb;27(2):89-99.
- GANZAROLLI, S.M., DE MELLO, J.A., SHINKAI, R.S., DEL BEL CURY, A.A. (2007). Internal adaptation and some physical properties of methacrylate-based denture base resins polymerized by different techniques. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, Jul;82(1):169-73.
- GOODACRE, C.J., GARBACEA, A., NAYLOR, W.P., DAHER, T., MARCHACK, C.B., LOWRY, J. (2012). CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J. Prosthet. Dent.*, Jan;107(1):34-46. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60015-8.
- GRIVET, M., MORRIER, J.J., BENAY, G., BARSOTTI, O. (2000). Effect of hydrophobicity on in vitro streptococcal adhesion to dental alloys. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, Oct;11(10):637-42.
- GÜNGÖR, H., GÜNDOĞDU, M., YEŞİL DUYSU, Z. (2014). Investigation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. *J. Prosthet. Dent.*, Nov;112(5):1271-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.023. Epub 2014 May 20.
- HAHNEL, S., ROSENTRITT, M., BURGERS, R., HANDEL, G. (2008). Surface properties and in vitro *Streptococcus mutans* adhesion to dental resin polymers. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, Jul;19(7):2619-27. doi: 10.1007/s10856-007-3352-7. Epub 2008 Jan 16.
- HAMZA, A., PHAM, V.A., MATSUURA, T., SANTERRE, J.P. (1997). Development of membranes with low surface energy to reduce the fouling in ultrafiltration applications. *J. Memb. Sci.*, 131: 217–227.
- HARGREAVES, A.S. (1983). The effects of cyclic stress on dental polymethylmethacrylate. I. Thermal and environmental fluctuation. *J. Oral Rehabil.*, Jan;10(1):75-85.
- HARGREAVES, A.S. (1983). The effects of cyclic stress on dental polymethylmethacrylate. II. Flexural fatigue. *J. Oral Rehabil.*, Mar;10(2):137-51.
- HILL, R.G. (1981). The crosslinking agent ethylene glycol dimethacrylate content of the currently available acrylic denture base resins. *J. Dent. Res.*, Mar;60(3):725-6.
- INFANTE, L., YILMAZ, B., MCGLUMPHY, E., FINGER, I. (2013). Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology; *J. Prosthet. Dent.*, May;111(5):351-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.10.014. Epub 2014 Jan 23.

- INOKOSHI, M., KANAZAWA, M., MINAKUCHI, S. (2012). Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dent. Mater. J.*, Feb 3;31(1):40-6. Epub 2012 Jan 21.
- INOUE, K., FUJII, K., IKEDA, A., KAKIUCHI, T. (1983). Effect of residual monomer on viscoelastic properties of pour denture base resins. *Dent. Mater. J.*, Dec;2(2):192-7.
- ISO 20295-1:2013. Dentistry-Denture base polymers. International Standards Organization.
- İNAN, H. (2007). Tam Protezlerde Kullanılan Farklı Kaide Materyallerinin Yüzey Pürüzlülüğü, Yüzey Islanabilirliği ve Mikroorganizma Tutunması Yönünden In-vitro İncelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- KALIPÇILAR, B., KARAAĞAÇLIOĞLU, L., HASANREİSOĞLU, U. (1991). Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties. *J. Oral Rehabil.*, Sep;18(5):399-401.
- KANAZAWA, M., INOKOSHI, M., MINAKUCHI, S., OHBAYASHI, N. (2011). Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dent. Mater. J.*, 30(1):93-6. Epub 2011 Jan 26.
- KANTAR, K. (2005). Kopolimer Yapıda Hazırlanan Akrilik Rezinlerin Termal ve Reolojik Özelliklerinin Dinamik Mekanik Analiz (DMA) ile İncelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- KARAAĞAÇLIOĞLU, L., KESKİN, Y. (1996). Farklı protez kaide materyallerinin su emilimi ve çözünürlük özelliklerinin incelenmesi. *Ankara Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg.*, 23: 93-96.
- KARACAER, O., POLAT, T.N., TEZVERGİL, A., LASSILA, L.V., VALLITTU, P.K. (2003). The effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injection- and a compression-molded denture base polymer. *J. Prosthet. Dent.*, Oct;90(4):385-93.
- KARAHANLI, I.A. (2002). Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Alaşım Gruplarına Bakteri Tutunmasının In-vitro Değerlendirilmesi. Doktora tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- KATSIKOIANNI, M.G., MISSIRLIS, Y.F. (2010). Bacterial adhesion onto materials with specific surface chemistries under flow conditions. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 21: 963-968.
- KATSIKOIANNI, M.G., AMANATIDES, E., MATARAS, D., MISSIRLIS, Y.F. (2008). Staphylococcus epidermidis adhesion to He, He/O(2) plasma treated PET films and aged materials: contributions of surface free energy and shear rate. *Colloids Surf. B: Biointerfaces*, 65: 257-268.
- KAWAGUCHI, T., LASSILA, L.V., SASAKI, H., TAKAHASHI, Y., VALLITTU, P.K. (2014). Effect of heat treatment of polymethyl methacrylate powder on mechanical properties of denture base resin. *J. Mech. Behav. Biomed Mater.*, Nov;39:73-8. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.07.012. Epub 2014 Jul 24.
- KAWAHATA, N., ONO, H., NISHI, Y., HAMANO, T., NAGAOKA, E. (1997). Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM. *J. Oral Rehabil.*, Jul;24(7):540-8.

- KEDJARUNE, U., CHAROENWORALUK, N., KOONTONGKAEW, S. (1999). Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer. *Aust. Dent. J.*, Mar;44(1):25-30.
- KESKİN, Y. (1993). Farklı Yöntemlerle Polimerizasyonu Sağlanan Akriliklerin Bazı Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırmalı olarak Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- KHAN, Z., FRAUNHOFER, J.A., RAZAVI, R. (1987). The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *J. Prosthet. Dent.*, 57(3): 384-386.
- KHINDRIA, S. K., MITTAL, S., SUKHIJA, U. (2009). Evolution of denture base materials. *J. Indian Prosthodont. Soc.*, 9: 64-69.
- KOBAYASHI, M., TERAYAMA, Y., YAMAGUCHI, H., TERADA, M., MURAKAMI, D., ISHIHARA, K., TAKAHARA, A. (2012). Wettability and antifouling behavior on the surfaces of superhydrophilic polymer brushes. *Langmuir.*, 28: 7212-7222.
- KÖROĞLU, A., ŞAHİN, O., DEDE, D.Ö., YILMAZ, B. (2015). Effect of different surface treatment methods on the surface roughness and color stability of interim prosthodontic materials. *J. Prosthet. Dent.*, Dec 23. pii: S0022-3913(15)00582-X. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.10.005.
- KWOK, D. Y., LEUNG, A., LAM, C. N. C., LI, A., WU, R., NEUMANN, A. W. (1998). Low-Rate Dynamic Contact Angles on Poly(methyl methacrylate) and the Determination of Solid Surface Tensions. *J. Colloids and Interface Sci.*, 206: 44-51.
- KWON, T.Y., BAGHERI, R., KIM, Y.K., KIM, K.H., BURROW, M.F. (2012). Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *J. Investig Clin. Dent.*, 3: 3-16.
- 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.
- LAMPIN, M., WAROCQUIER-CLÉROUT, R., LEGRIS, C., DEGRANGE, M., SIGOT-LUIZARD, M.F. (1997). Correlation between substratum roughness and wettability, cell adhesion, and cell migration. *J. Biomed Mater. Res.*, 36: 99-108.
- LEE, B.C., JUNG, G.Y., KIM, D.J, HAN, J.S. (2011). Initial bacterial adhesion on resin, titanium and zirconia in vitro. *J. Adv. Prosthodont.*, 3: 81-84.
- LEE, E.J., JUNG, C.H., HWANG, I.T., CHOI, J.H., CHO, S.O., NHO, Y.C. (2011). Surface morphology control of polymer films by electron irradiation and its application to superhydrophobic surfaces. *ACS Appl. Mater. Interfaces*, Aug;3(8):2988-93. doi: 10.1021/am200464a. Epub 2011 Aug 3.
- LIU, Y., ZHAO, Q. (2005). Influence of surface energy of modified surfaces on bacterial adhesion. *Biophys. Chem.*, 117: 39-45.
- LIEBERMANN, A., WIMMER, T., SCHMIDLIN, P.R., SCHERER, H., LOFFLER, P., ROOS. M., STAWARCZYK, B. (2015). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media; *J. Prosthet. Dent.*, Nov 5. pii: S0022-3913(15)00541-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.004.

- LUO, G., SAMARANAYAKE, L.P. (2002). *Candida glabrata*, an emerging fungal pathogen, exhibits superior relative cell surface hydrophobicity and adhesion to denture acrylic surfaces compared with *Candida albicans*. *APMIS*, 110: 601-610.
- MABBOUX, F., PONSONNET, L., MORRIER, J.J., JAFFREZIC, N., BARSOTTI, O. (2004). Surface free energy and bacterial retention to saliva-coated dental implant materials – an in vitro study. *Colloids Surf. B: Biointerfaces*, 39:199–205.
- MACHADO, A.L., PUCKETT, A.D., BREEDING, L.C., WADY, A.F., VERGANI, C.E. (2012). Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. *Gerodontology*, Jun;29(2):e318-23. doi: 10.1111/j.1741-2358.2011.00474.x. Epub 2011 Apr 1.
- MACHADO, C., SANCHEZ, E., AZER, S.S., URIBE, J.M. (2007). Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *J. Dent.*, Dec;35(12):930-3. Epub 2007 Oct 17.
- MAEDA, Y., MINOURA, M., TSUTSUMI, S., OKADA, M., NOKUBI, T. (1994). A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int. J. Prosthodont.*, Jan-Feb;7(1):17-21.
- MAHROSS, H.Z., BAROUDI, K. (2015). Effect of silver nanoparticles incorporation on viscoelastic properties of acrylic resin denture base material. *Eur. J. Dent.*, 2015 Apr-Jun;9(2):207-12. doi: 10.4103/1305-7456.156821.
- MANDRAS, R.S., RETIEF, D.H., RUSSELL, C.M. (1991). The effects of thermal and occlusal stresses on the microleakage of the Scotchbond 2 dentinal bonding system. *Dent. Mater.*, Jan;7(1):63-7.
- McCABE, J. (1990). *Applied Dental Materials*. 7th Ed., London: Blackwell Scientific Publications, Chapter 2,12,13.
- McCABE, J.F. (1999). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, 7. Baskı, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul, Bölüm:5.
- MCLAUGHLIN, J.B., RAMOS, V. J.R. (2015). Complete denture fabrication with CAD/CAM record bases. *J. Prosthet. Dent.*, Oct;114(4):493-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.017. Epub 2015 Jun 30.
- MEI, L., BUSSCHER, H.J., VAN DER MEI, H.C., REN, Y. (2011). Influence of surface roughness on streptococcal adhesion forces to composite resins. *Dent. Mater.*, 27: 770-778.
- MEMON, M.S., YUNUS, N., RAZAK, A.A. (2001). Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave polymerized, injection-molded denture base polymer. *Int. J. Prosthodont.*, 14: 214-218.
- MÉNDEZ-VILAS, A., GALLARDO-MORENO, A.M., CALZADO-MONTERO, R., GONZÁLEZ-MARTÍN, M.L. (2008). AFM probing in aqueous environment of *Staphylococcus epidermidis* cells naturally immobilised on glass: physico-chemistry behind the successful immobilisation. *Colloids Surf. B: Biointerfaces*, 63: 101-109.
- MERİÇ, G. (2010). Polimerlerde artık monomer konsantrasyonu üzerine ilave ısı uygulamasının etkisi. *G.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 27(1): 11-16.
- MINAMI, H., SUZUKI, S., KURASHIGE, H., MINESAKI, Y., TANAKA, T. (2005). Flexural strengths of denture base resin repaired with autopolymerizing resin and reinforcements after thermocycle stressing. *J. Prosthodont.*, Mar;14(1):12-8.

- MIYAZAKI, T., HOTTA, Y., KUNII, J., KURIYAMA, S., TAMAKI, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent. Mater. J.*, Jan;28(1):44-56.
- MONSÉNÉGO, P., BASZKIN, A., COSTA, M.L., LEJOYEUX, J.. (1989). Complete denture retention. Part II: Wettability studies on various acrylic resin denture base materials. *J. Prosthet. Dent.*, Sep;62(3):308-12.
- MONTES RUIZ-CABELLO, F.J., RODRIGUEZ-VALVERDE, M.A., MARMUR, A., CABRERIZO-VILCHEZ, M.A. (2011). Comparison of sessile drop and captive bubble methods on rough homogeneous surfaces: a numerical study. *Langmuir*, 27: 9638-43.
- MORGAN, T.D., WILSON, M. (2001). The effects of surface roughness and type of denture acrylic on biofilm formation by *Streptococcus oralis* in a constant depth film fermentor. *J. Appl. Microbiol.*, Jul;91(1):47-53.
- MORLEY, F., STOCKWELL, P.B. (1977). A simple thermal cycling device for testing dental materials. *J. Dent.*, Mar;5(1):39-41.
- MULLER, R., GROGER, G., HILLER, K.A., SCHMALZ, G., RUHL, S. (2007). Fluorescence-based bacterial overlay method for simultaneous in situ quantification of surface-attached bacteria. *Appl. Environ. Microbiol.*, 73: 2653-2660.
- MURAT, S. (2012). Hipoalerjenik protez kaide materyallerinin yüzey özellikleri ve bakteri tutunumlarının in-vitro değerlendirilmesi. Doktora tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- MUNCHOW, E.A., FERREIRA, A.C., MACHADO, R.M., RAMOS, T.S., RODRIGUES-JUNIOR, S.A., ZANCHI, C.H. (2014). Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. *Braz. Dent J.*, 25(4):321-6.
- NAMEN, F.M., FERRANDINI, E., GALAN JUNIOR, J. (2011). Surface energy and wettability of polymers light-cured by two different systems. *J. Appl. Oral Sci.*, Oct;19(5):517-20.
- NALBANT, L., BURGAZ, Y. (1990). Enjeksiyon sistemi ve konvansiyonel mufla tekniği ile hazırlanan protez kaide materyalinin su emme ve çözünürlük oranlarının değerlendirilmesi, *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 17: 333-337.
- NEUMANN, A.N., GOOD, R.J. (1979). Techniques of Measuring Contact Angles. In: *Experimental Methods in Surface and Colloid Science*, Good, R.J. and Stromberg, R., 11 th Ed.,: New York, Plenum, pp. 31-91.
- NISHIOKA, M., YAMABE, Y., HISATSUNE, K., FUJII, H. (2006). Influence of polishing of denture base resin and metal surfaces on wettability with water and saliva. *Dent. Mater J.*, 25: 161-165.
- NOORT, R.V. (1994). *Introduction to dental materials*, pp. 41-53, 183-188, Mosby, London.
- O'BRIEN, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. 3rd Ed., Chicago,USA: Quintessence Publishing Co. Inc., Chapter 6.
- O'BRIEN, W.J. (2008). *Dental Materials and Their Selection*. 4th ed. Canada: Quintessence Publishing Company; 2008.

- 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. *J. Prosthet. Dent.*, Oct;92(4):382-8.
- ÖZCAN, C. (2006). Surface Free Energy Evaluation, Plasma Surface Modification and Biocompatibility Studies of PMMA Films. Master Thesis. The graduate school of natural and applied sciences of Middle East Technical University, Ankara.
- PALITSCH, A., HANNIG, M., FERGER, P., BALKENHOL, M. (2012). Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: the role of conditioning liquids. *J. Dent.*, 40: 210-221.
- PARAVINA, R.D., POWERS, J.M. (2004). Esthetic color training in dentistry, 1st Ed., Elsevier-Mosby, China. Ch: 2.
- PATZELT, S.B., VONAU, S., STAMPF, S., ATT, W. (2013). Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J. Am. Dent. Assoc.*, Aug;144(8):914-20.
- PEREIRA, S.M., KANTORSKI, K.Z., BRENTTEL, A.S., VALANDRO, L.F., BOTTINO, M.A. (2008). SEM analysis of the in situ early bacterial colonization on two novel feldspathic ceramics submitted to different types of glazing. *J. Contemp. Dent. Pract.*, Feb 1;9(2):49-56.
- PERENI, C.I., ZHAO, Q., LIU, Y., ABEL, E. (2006). Surface free energy effect on bacterial retention. *Colloids Surf. B: Biointerfaces*, 48: 143-147.
- PETERSON, E.A. 2ND, PHILLIPS, R.W., SWARTZ, M.L. (1966). A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J. Am. Dent. Assoc.*, Dec;73(6):1324-36.
- PHILIPS, R.W. (1982). Skinner's science of dental materials. 8 th Ed. Philadelphia: W.B. Saunders Comp.; 1982.
- PHILLIPS, R. W. (1991). Science of Dental Materials. 9th Ed., Philadelphia: W.B. Saunders Co., Chapter 3, 10, 11.
- PHOENIX, R.D. (1996). Denture base materials. *Dent. Clin. North Am.*, 40: 113-120.
- PHOENIX, R.D. (2003). Denture Base Resins. In: Phillips' Science of Dental Materials, Ed.:K.J. Anusavice. St. Louis, Missouri: Saunders, Chapter 22.
- 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. *J. Prosthodont.*, Mar;13(1):17-27.
- 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. *J. Dent.*, 26: 577-583.
- RAMIASA, M., RALSTON, J., FETZER, R., SEDEV, R. (2014). The influence of topography on dynamic wetting. *Adv. Colloid Interface Sci.*, Apr;206:275-93. doi: 10.1016/j.cis.2013.04.005. Epub 2013 May 7.
- RAWLS, H. R. (2003). Dental Polymers. In: Phillips' Science of Dental Materials, Ed.: K. J. Anusavice. 11 th Ed., St. Louis: Elsevier Science Ltd., Chapter 7.
- RIBEIRO, D.G., PAVARINA, A.C., MACHADO, A.L., GIAMPAOLO, E.T., VERGANI, C.E. (2008). Flexural strength and hardness of relined and denture base

acrylic resins after different exposure times of microwave disinfection. *Quintessence Int.*, Nov;39(10):833-40.

RIMONDINI, L., FARE', S., BRAMBILLA, E., FELLONI, A., CONSONNI, C., BROSSA, F., CARRASSI, A. (1997). The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. *J Periodontol.* 1997 Jun;68(6):556-62.

RUEGGEBERG, F.A. (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J. Prosthet. Dent.*, 87: 364-379.

SALI, S. (1999). PMMA Dental Kaide Malzemesinin Cam Fiber Destekleri ile Mekanik Özelliklerindeki Artışların İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

SATOU, J., FUKUNAGA, A., SATOU, N., SHINTANI, H., OKUDA, K. (1988). Streptococcal adherence on various restorative materials. *J. Dent. Res.*, Mar;67(3):588-91.

SILVA CDE, S., MACHADO, A.L., CHAVES CDE, A., PAVARINA, A.C., VERGANI, C.E. (2013). Effect of thermal cycling on denture base and autopolymerizing relined resins. *J. Appl. Oral Sci.*, 21(3):219-24. doi: 10.1590/1679-775720130061.

SILVA, S., PIRES, P., MONTEIRO, D.R., NEGRI, M., GORUP, L.F., CAMARGO, E.R., BARBOSA, D.B., OLIVEIRA, R., WILLIAMS, D.W., HENRIQUES, M., AZEREDO, J. (2012). The effect of silver nanoparticles and nystatin on mixed biofilms of *Candida glabrata* and *Candida albicans* on acrylic. *Med. Mycol.*, Jul 17. [Epub ahead of print]

SİPAHİ, C., ANIL, N., BAYRAMLI, E. (2001). The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *J. Dent.*, 29: 197-204.

STAWARCZYK, B., EGLI, R., ROOS, M., OZCAN, M., HÄMMERLE, C.H. (2011). The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. *J. Prosthet. Dent.*, Dec;106(6):386-98. doi: 10.1016/S0022-3913(11)60153-4.

SUDAĞIDAN, M., ERDEM, I., ÇAVUŞOĞLU, C., ÇİFTÇİOĞLU, M. (2010). Biyomalzemelerden izole edilen staphylococcus epidermidis suşlarının yüzey özelliklerinin belirlenmesi. *Mikrobiyol. Bul.*, 44: 93-103.

SUN, Y., LU, P., WANG, Y. (2009). Study on CAD&RP for removable complete denture. *Comput Methods Programs Biomed.*, Mar;93(3):266-72. doi: 10.1016/j.cmpb.2008.10.003. Epub 2008 Nov 26.

ŞAHİN, O., DEDE, D.Ö., KÖROĞLU, A., YILMAZ, B. (2015). Influence of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of artificial teeth. *J. Prosthet. Dent.*, Jul;114(1):130-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.02.009. Epub 2015 Apr 22.

TANOUE, N., NAGANO, K. & MATSUMURA, H. (2005). Use of a light-polymerized composite removable partial denture base for a patient hypersensitive to poly(methyl methacrylate), polysulfone, and polycarbonate: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, 93: 17-20.

TANNER, J., VALLITTU, P.K., SODERLING, E. (2000). Adherence of *Streptococcus mutans* to an E-glass fiber-reinforced composite and conventional

restorative materials used in prosthetic dentistry. *J. Biomed. Mater. Res.*, Feb;49(2):250-6.

TAYLOR, R., MARYAN, C., VERRAN, J. (1998a). Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *J. Prosthet. Dent.*, 80: 592-597.

TAYLOR, R.L., VERRAN, J., LEES, G.C., WARD, A.J. (1998b). The influence of substratum topography on bacterial adhesion to polymethyl methacrylate. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 9: 17-22.

TEUGHEL, W., VAN ASSCHE, N., SLIEPEN, I., QUIRYNEN, M. (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin. Oral Implants Res.*, Oct;17 Suppl 2:68-81.

QUIRYNEN, M., BOLLEN, C.M. (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J. Clin. Periodontol.*, Jan;22(1):1-14.

QUIRYNEN, M., BOLLEN, C.M., PAPAIOANNOU, W., VAN ELDERE, J., VAN STEENBERGHE, D. (1996). The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, Mar-Apr;11(2):169-78.

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. *J. Clin. Periodontol.*, Mar;17(3):138-44.

QUIRYNEN, M., VAN DER MEI, H.C., BOLLEN, C.M., SCHOTTE, A., MARECHAL, M., DOORNBUSCH, G.I., NAERT, I., BUSSCHER, H.J., VAN STEENBERGHE, D. (1993). An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J. Dent. Res.*, Sep;72(9):1304-9.

QUIRYNEN, M., VAN STEENBERGHE, D. (1993). Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin. Oral Implants Res.*, 4: 158-161.

UÇAR, Y., BRANTLEY, W.A., JOHNSTON, W.M., DASGUPTA, T. (2011). Mechanical properties, fracture surface characterization, and microstructural analysis of six noble dental casting alloys. *J. Prosthet. Dent.*, Jun;105(6):394-402. doi: 10.1016/S0022-3913(11)60081-4.

ULUSOY, M., AYDIN, A.K. (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. Bölüm 16.

ULUSOY, M., ULUSOY, N., AYDIN, A.K. (1986). An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *J. Prosthet. Dent.*, Jul;56(1):107-12.

URBAN, V.M., MACHADO, A.L., OLIVEIRA, R.V., VERGANI, C.E., PAVARINA, A.C., CASS, Q.B. (2007). Residual monomer of reline acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. *Dent. Mater.*, Mar;23(3):363-8. Epub 2006 Apr 18.

VAN DĪJK, J., HERKSTROTTER, F., BUSSCHER, H., WEERKAMP, A., JANSEN, H., ARENDS, J. (1987). Surface-free energy and bacterial adhesion. An in vivo study in beagle dogs. *J. Clin. Periodontol.*, May;14(5):300-4.

- VAN LOOSDRECHT, M.C., NORDE, W., ZEHNDER, A.J. (1990). Physical chemical description of bacterial adhesion. *J. Biomater. Appl.*, 5: 91–106.
- VERRAN, J., MARYAN, C.J. (1997). Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *J. Prosthet. Dent.*, May;77(5):535-9.
- VUORINEN, A.M., DYER, S.R., LASSILA, L.V. & VALLITTU, P.K. (2008). Effect of rigid rod polymer filler on mechanical properties of poly-methyl methacrylate denture base material. *Dent. Mater.*, 24: 708-713.
- WADY, A.F., MACHADO, A.L., ZUCOLOTTI, V., ZAMPERINI, C.A., BERNI, E., VERGANI, C.E. (2012). Evaluation of *Candida albicans* adhesion and biofilm formation on a denture base acrylic resin containing silver nanoparticles. *J. Appl. Microbiol.*, 112: 1163–1172.
- WIECKIEWICZ, M., OPITZ, V., RICHTER, G., BOENING, K.W. (2014). Physical properties of polyamide-12 versus PMMA denture base material. *Biomed. Res. Int.*, 2014:150298. doi: 10.1155/2014/150298. Epub 2014 Mar 9.
- WU, J., GAO, B., TAN, H., CHEN, J., TANG, C.Y., TSUI, C.P. (2010). A feasibility study on laser rapid forming of a complete titanium denture base plate. *Lasers Med. Sci.*, May;25(3):309-15. doi: 10.1007/s10103-008-0603-x. Epub 2008 Aug 21.
- YILDIRIM, S. (2000). Akrilik kaide plağının tutuculuğunun artırılmasında glow discharge yönteminin etkinliğinin in vitro olarak araştırılması. Doktora Tezi. Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- YOON, R.H., RAVISHANKAR, S. (1996). Long-range hydrophobic forces between mica surfaces in alkaline dodecylammonium chloride solutions. *J. Colloid Interface Sci.*, 179: 403-411.
- YOUNG, B.C. (2010). A Comparison of Polymeric Denture Base Materials. Master Thesis, University of Glasgow. Scotland.
- YUNUS, N., RASHİD, A.A., AZMI, L.L., ABU-HASSAN, M.I. (2005). Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J. Oral. Rehabil.*, Jan;32(1):65-71.
- ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
- ZAMPERINI, C.A., MACHADO, A.L., VERGANI, C.E., PAVARINA, A.C., GIAMPAOLO, E.T., DA CRUZ, N.C. (2010). Adherence in vitro of *Candida albicans* to plasma treated acrylic resin. Effect of plasma parameters, surface roughness and salivary pellicle. *Arch. Oral Biol.*, 55: 763-770.
- ZISSIS, A.J., POLYZOIS, G.L., YANNIKAKIS, S.A., HARRISON, A. (2000). Roughness of denture materials: a comparative study. *Int. J. Prosthodont.*, Mar-Apr;13(2):136-40.
- ZISSIS, A., YANNIKAKIS, S., JAGGER, R.G., WATERS, M.G. (2001). Wettability of denture materials. *Quintessence Int.* Jun;32(6):457-62.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Mustafa Oğuz ARSLAN
Doğum Yeri ve Tarihi: Elazığ/ 01.05.1987
Medeni Hali: Bekar
Yabancı Dil: İngilizce
İletişim Adresi: İstanbul Aydın Üniversitesi
E-posta Adresi: m_oguz_arslan23@hotmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

İlköğretim: Özel Harput İlköğretim Okulu-2001
Lise: Elazığ Anadolu Lisesi-2005
Yüksek Lisans: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi-2012
Uzmanlık: İstanbul Aydın Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı-Devam