

Araştırma Makalesi

Mersin Univ Sağlık Bilim Derg 2021; 14(3):484- 494

doi: 10.26559/mersinsbd.926864

CAD/CAM ile üretilmiş PEEK ve PMMA ile geleneksel protez kaide materyallerinin bazı fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması

 Zeynep Şahin¹,  Gülfem Ergün²,  Ayşe Seda Ataoğlu³

¹ Lokman Hekim Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

² Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

³ Ankara Medipol Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Öz

Amaç: Bu çalışmanın amacı, CAD/CAM ile şekillendirilen kaide materyalleri (PMMA/PEEK) ve ısı ile polimerize olan geleneksel kaide materyalinin yüzey ve fiziksel özelliklerinin incelenmesidir. **Yöntem:** Bu çalışmada CAD/CAM ile frezelenmiş iki farklı kaide polimeri (Yamahachi PMMA Disk ve Juvora Dental Disk PEEK) ve bir adet ısı ile polimerize olan akrilik rezin (Meliodent PMMA) kullanıldı. Toplam 120 adet test örneği (n=10) hazırlandı. Test örneklerinin yarısı distile suda bekletildi. Diğer yarısına ise, termal döngü uygulandı. Termal döngüden sonra tüm test örneklerinin yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve çözünürlüğü değerlendirildi. **Bulgular:** CAD/CAM ile üretilen PMMA test örnekleri en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri ($0.31\pm 0.06 \mu\text{m}$) göstermiştir. CAD/CAM ile üretilen PEEK grubu su emilimi açısından diğer iki grup test örneklerine göre istatistiksel olarak anlamlı daha düşük bulgular vermiştir ($p<0.001$). Termal döngü uygulaması test örneklerinin tümünün yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve çözünürlüğü değerlerini anlamlı derecede etkilememiştir (sırasıyla $p=0.22$; $p=0.912$; $p=0.062$). **Sonuç:** CAD/CAM ile üretilen PMMA ve PEEK materyalleri, ısı ile polimerize olan akrilik rezin test örnekleri ile kıyaslandığında daha iyi fiziksel özellikler göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Protez kaideleri, CAD/CAM, polietereterketon, polimetil metakrilat, yüzey özellikleri

Yazının geliş tarihi: 24.04.2021

Yazının kabul tarihi: 23.06.2021

Sorumlu yazar: Zeynep ŞAHİN, Lokman Hekim Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Söğütözü Mh. 2179 Cd. No: 6, Ankara, Türkiye

Tel (iş): 444 8 548/1006, E-mail: dtsahinzeynep81@gmail.com

Not: Bu çalışma, 5. International Euroasia Congress on Scientific Research and Recent Trends kongresinde (Bakü, Azerbaycan) 16-19 Aralık 2019 tarihlerinde sözlü olarak sunulmuştur.

Comparison of some physical properties of CAD/CAM milled PEEK and PMMA with conventional denture base materials

Abstract

Aim: The purpose of this study was to investigate the surface and physical properties of base materials (PMMA/PEEK) formed with CAD/CAM and heat polymerized conventional base material. **Method:** In this study, two different base polymers milled with CAD/CAM (Yamahachi PMMA Disk and Juvora Dental Disk PEEK) and one heat polymerized acrylic resin (Meliodent PMMA) were used. A total of 120 test samples (n = 10) were prepared. Half of the test specimens were stored in distilled water. While the other half, the thermal cycle was applied. After the thermal cycling; surface roughness, water absorption and solubility of all test specimens were evaluated. **Results:** The PMMA test specimens produced with CAD/CAM showed the lowest surface roughness values ($0.31 \pm 0.06 \mu\text{m}$). The PEEK group produced by CAD/CAM showed statistically significantly lower results in terms of water absorption than the other two groups ($p < 0.001$). Thermal cycling did not significantly affect the surface roughness, water sorption and solubility values of all test samples (respectively, $p = 0.22$; $p = 0.912$; $p = 0.062$). **Conclusion:** PMMA and PEEK materials produced by CAD/CAM showed better physical properties compared to heat-polymerized acrylic resin test specimens.

Keywords: Denture bases, CAD/CAM, polyetheretherketone, polymethyl methacrylate, surface properties

Giriş

Hareketli protezlerin yapımında ısı ile polimerize olan polimetil metakrilat (PMMA) esaslı akrilik rezinler en çok tercih edilen protez kaide materyalleridir.^{1,2} Akrilik rezinlerin uygulama, bitirme ve polisaj işlemlerinin kolay olması ve aynı zamanda pahalı ekipman gerektirmemesi, ağız ortamında stabil olması ve estetik beklentilere cevap vermesi gibi olumlu özellikleri bulunmaktadır.¹⁻⁴ Bununla birlikte, düşük kırılma direnci,⁵ artık monomer salınımı, boyutsal değişiklikler, oral bakterilerin tutunması, protez üretimi için randevuların uzun sürmesi gibi olumsuz mekanik özellikleri de bulunmaktadır.²

Isı ile polimerizasyon tekniğinin doğrudan bir sonucu olarak metil metakrilat (MMA) artık monomeri alerjiye neden olmaktadır. Monomer ayrışması, rezinin su emilimini artırarak boyutsal stabiliteyi de olumsuz etkilemektedir. Bu durum ısı ve kimyasal olarak polimerize olan rezinlerin mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır. Bu sınırlamalar yeni polimerik materyallerin geliştirilmesine ve hareketli protezlerin yapımında bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) gibi yeni üretim

tekniklerinin geliştirilmesine neden olmuştur.⁶

Bilgisayar destekli teknoloji, ürünlerin tasarım, analiz ve üretiminde bilgisayar becerilerinin kullanımını içeren geniş bir terimdir.⁷ CAD/CAM, tam protezlerin⁸ ve ayrıca hareketli bölümlü protezlerin alt yapılarını⁹ da içeren dental restorasyonların dizayn ve üretimine olanak sağlamaktadır.^{7,8} Son yıllarda tam protezlerin üretimi için CAD/CAM teknolojisi, kullanılmaya başlanmış olup protez oturma alanları ve ilişkili ağız yapılarının dijital olarak taranması ve kaydedilmesi sağlanmıştır. Daha sonra bu veriler, dişlerin de eklendiği yazılım programına aktarılarak tam protezlerin üretimi için freze cihazı devreye girmektedir.¹⁰

Geleneksel yöntemlerle üretilen protezler ile karşılaştırıldığında CAD/CAM protezlerin; artık monomer miktarının az olması,⁶ akrilik kaide rezininin mekanik dayanıklılığının artması, polimerizasyon büzülmesinin ve protez kaidesine *C.albicans* tutunmasının azalması gibi bazı önemli avantajları barındırmaktadır.¹¹ Bütün bu olumlu özelliklerinin yanı sıra özellikle yaşlı

hastalarda çok büyük avantaj sağlamak ve hastanın klinik seans sayısını azaltmaktadır. Aynı zamanda milledede pre-polimerize akrilik rezin bloklar kullanıldığından protezlerin uyumu ve dayanıklılığı daha iyidir. Protezlerde potansiyel mikroorganizmaların barınmasını azaltırken dirençli enfeksiyonları minimize etmektedir. Hasta ve klinisyen için maliyeti azaltmaktadır. Depolanmış dijital veri nedeniyle protezlerin reproduksiyonu kolay olmaktadır. Klinik araştırmalarda tam protez ve implant üstü protezlerde standardizasyonu daha iyi sağlamaktadır.⁷

CAD/CAM, gelişmiş özelliklere sahip yeni malzemelerin kullanımına olanak sağlamıştır. Son yıllarda diş hekimliğinde kullanıma sunulan yeni materyallerin mekanik, fiziksel ve yüzey özelliklerini değerlendirmek aynı zamanda klinik sonuçlar ortaya koymak önem arz etmektedir.²

Polietereterketon (PEEK), poli (aril-eter-keton) (PAEK) ailesine ait sentetik olarak üretilmiş bir polimerik malzemedir.¹² PEEK, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı aromatik temel yapı ve moleküler zincirden oluşan yarı kristalli bir termoplastiktir.¹³ PEEK materyali, üstün mekanik özellik, sıcaklık direnci, kimyasal stabilite ve üstün biyouyumluluk özelliklerine sahiptir.¹⁴ Üstün biyouyumluluğu ve ideal mekanik özelliklerinden dolayı dental restorasyonlarda ve CAD/CAM ile alt yapıların üretiminde ideal bir materyal olarak sunulmaktadır. PEEK; dental implantlar, dayanaklar, sabit protez alt yapıları ve hassas tutucuları da içeren hareketli parsiyel protez alt yapı tasarımlarında klinik kullanıma sunulmuştur.¹⁵

CAD/CAM akrilik rezin kaide materyallerinin, hareketli protezlerin yapımında klinik olarak uygun bir rezin olduğu bildirilmiştir.² CAD/CAM materyallerinin (PMMA veya PEEK esaslı) fiziksel ve yüzey özelliklerini karşılaştıran çalışmaların literatürde sayısı çok azdır. Bu materyallerin fiziksel ve yüzey özelliklerinin değerlendirildiği *in vitro* çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, güncel üretim tekniklerinden olan CAD/CAM ile şekillendirilen akrilik kaide materyalleri ve geleneksel yöntem ile üretilen ısı ile polimerize olan kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve çözünürlüğü parametrelerinin değerlendirilmesidir. Çalışmanın hipotezi, CAD/CAM PMMA, CAD/CAM PEEK ve ısı ile polimerize olan PMMA test grupları arasında yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve çözünürlüğü özellikleri açısından anlamlı fark bulunamayacağı ve termal döngü işleminin değerlendirilen bu parametreleri etkilemeyeceği yönündedir.

Gereç ve Yöntem

Mevcut araştırma faktöryel deney dizaynına sahip olup söz konusu faktörler sırasıyla; test edilen materyaller (CAD/CAM ile üretilen PMMA, CAD/CAM ile üretilen PEEK, ısı ile polimerize olan PMMA) ve termal döngü uygulaması [TC (+) ve TC (-)] şeklindedir. Şubat 2019-Mayıs 2019 tarihleri arasında çalışmanın deneyleri yapılmıştır. Çalışmada araştırılan test materyalleri ve özellikleri Tablo 1'de verilmiştir.

Test Örneklerinin Hazırlanması

Isı ile polimerize olan PMMA test örneklerinin hazırlanması: Her bir test grubu için standart paslanmaz çelik kalıplar kullanılarak mum örnekler hazırlandı. Kayıp mum tekniği kullanılarak oluşturulan boşluğa üretici firmanın talimatları doğrultusunda belirlenen toz/likit oranı ile akrilik rezin (Meliodont; Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) polimerizasyonu gerçekleştirildi. Akrilik test örneklerin fazlalıkları düzeltildi. Bu örneklerin bir yüzeyleri 600, 800 ve 1000 grit silikon karbit su zımparası (SiC; Struers GmbH) ile zımparalandı. Diğer yüzeyleri ise, protezin doku yüzeyini taklit etmesi nedeniyle zımpara yapmadan bırakıldı. Test örneklerinin boyutları dijital kumpas (Mitutoyo, Kawasaki, Japonya) kullanılarak kontrol edildi.

CAD/CAM tekniği ile PMMA ve PEEK test örneklerinin hazırlanması: PMMA (Yamahachi Dental MFG, Aichi-Pref, Japan) ve PEEK (JUVORA Dental Disc; JUVORA Ltd, Wyre, Lancashire, UK) diskler ile CAD/CAM milled cihazi (Yenadent DC40, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) kullanılarak her test grubu için belirlenen boyutlarda test örnekleri hazırlandı. Daha sonra bu test örnekleri 600, 800 ve 1000 grit silikon karbit su zımparası (SiC; Struers GmbH) kullanılarak yüzeyler standart hale getirildi. Test örneklerinin boyutları dijital kumpas kullanılarak kontrol edildi. Toplam 120 adet test örneği (n=10) hazırlandı. Test örneklerinin yarısı distile suda bekletildi. Diğer yarısına ise, 5°C±1°C ve 55°C±1°C arasında bir sıcaklıkta değişen 30 sn'lik bir daldırma işlemi olacak şekilde termal döngü uygulanmıştır.

Test Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü testi: 10 mm çapında ve 1.5 mm kalınlığında disk şeklinde hazırlanan örneklerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için profilometre cihazi (Mitutoyo, SJ-210, Japan) kullanıldı. Örneklerin sabit bir pozisyonda tutulması sağlandıktan sonra yüzeylerinin beş ayrı bölgesinden pürüzlülük ölçümleri aynı araştırmacı tarafından yapıldı. Bu değerlerin ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra), µm cinsinden kaydedildi.

Su emilimi ve suda çözünürlük testi: Her bir test materyalinden 20 örnek, 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında hazırlandı. Test örneklerin üst ve alt yüzeyleri 600, 800 ve 1000 grit silikon karbit su zımparası (SiC; Struers GmbH) ile zımparalandı. Yeni kurutulmuş silika jel (Sigma, Aldrich) içeren desikatörün içerisine test örnekleri yerleştirildi. Desikatör 37±1°C sıcaklığındaki etüvde 24h bekletildi. Örnekler sabit bir kütleye ulaşılan kadar bu kurutma siklusu tekrarlandı. Örnekler sabit bir kütleye ulaştıktan sonra (m₁) 37±1°C'de 7 gün süre boyunca distile suda bekletildi. Bu sürenin

sonunda her bir örnek su içerisinde alınıp ve temiz kuru bir kağıt havlu ile görünür nem uzaklaştırılana kadar kurulandı. 15 sn. süre ile havada sallandı ve her bir örnek sudan çıkarıldıktan 1 min. sonra tartıldı. Bu tartılan kütle m₂ olarak kaydedildi. Bu tartımdan sonra test örnekleri desikatörde sabit bir kütleye ulaşana kadar yeniden işleme tabi tutuldu. Bu yenilenmiş kütle yani örneklerin rektifiye edilmiş kütlesi m₃ olarak kaydedildi. Su emilimi (Se) ve suda çözünürlük (Sç) değerleri aşağıda verilen formüller kullanılarak hesaplandı.

$$Se (\mu\text{g}/\text{mm}^3) = M2 (\mu\text{g}) - M3 (\mu\text{g}) / V (\text{mm}^3)$$

$$Sç (\mu\text{g}/\text{mm}^3) = M1 (\mu\text{g}) - M3 (\mu\text{g}) / V (\text{mm}^3)$$

(Bu formüllerdeki M1: Örneğin suya daldırma öncesi mikrogramdaki kütlesi, M2: Örneğin suya daldırma sonrası mikrogramdaki kütlesi, M3: Kurutulduktan sonra örneğin mikrogramdaki yenilenmiş kütlesi, V: Örneğin hacmi ifade etmektedir.)

İstatistiksel analiz

Verilerin analizi, IBM SPSS Statistics 17,0 (IBM Corporation, Armonk, NY, Amerika Birleşik Devletleri) paket programında yapıldı. Sürekli sayısal değişkenlerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Shapiro Wilk testi ile varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırıldı. Test edilen gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve suda çözünürlük düzeyleri yönünden farkın önemliliği bağımsız grup sayısı iki olduğunda Mann Whitney U testi ile ikiden fazla bağımsız grup arasındaki farkın önemliliği ise Kruskal Wallis testi ile incelendi. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunması halinde Conover'in çoklu karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan grup(lar) tespit edildi. Aksi belirtilmedikçe p<0.05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Ancak, olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapıldı.

Tablo 1: Çalışmada kullanılan test örnekleri

Test Materyalleri	Test materyallerinin kodları	İçeriği	Lot No.	Üretici Firma
Meliodent	M	Isı ile polimerize olan PMMA	R010032	Heraeus Kulzer, Almanya
Yamahachi	YC	PMMA Disk CAD/CAM	2220000910103	Yamahachi Dental MFG, Aichi-Pref, Japonya
Juvora dental disc	JC	PEEK CAD/CAM	J000101	Juvora, UK

(PMMA: poli (metil metakrilat), CAD/CAM: bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim, PEEK: poli-eter-eter-eton)

Bulgular

Yüzey Pürüzlülüğü

Her üç test grubunda termal döngü uygulanan [TC (+)] ve distile suda bekletilen [TC (-)] yapılan profilometrik ölçümler sonucu elde edilen Ra değerleri ve yüzey pürüzlülüğü ile ilgili istatistiksel değerlendirme sonuçları Tablo 2’de verilmiştir. TC (-) örnekleri içerisinde yüzey pürüzlülüğü yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p=0.006$), CAD/CAM ile üretilen PMMA grubunun yüzey pürüzlülüğü, ısı ile polimerize olan PMMA ve CAD/CAM ile üretilen PEEK grubuna göre daha düşük değerler sergilemiştir (sırasıyla, $p<0.001$ ve $p<0.001$).” Isı ile polimerize olan PMMA grubu ile CAD/CAM ile üretilen PEEK grubu arasında ise, yüzey pürüzlülüğü yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p=0.139$). TC (+) örnekler içerisinde ise, gruplar arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmamıştır ($p=0.028$). Isı ile polimerize olan PMMA, CAD/CAM ile üretilen PMMA ve PEEK grubu içerisinde TC (+) ile TC (-) test örneklerinin sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (M: $p=0.075$ / YC: $p=0.684$ / JC: $p=0.631$).

Su Emilimi ve Çözünürlüğü

Çalışmamızdaki test örneklerinin su emilimi ve çözünürlüğü değerlerine ait veriler Tablo 3’de yer almaktadır. TC (-) ve TC (+) test örnekleri içerisinde CAD/CAM ile üretilen PEEK grubu en düşük su emilimi değerleri göstermiştir [PEEK TC (-): $(2.57\pm 6.20 \mu\text{g}/\text{mm}^3)$ /PEEK TC (+) : $(0.00\pm 1.46 \mu\text{g}/\text{mm}^3)$]. Ayrıca CAD/CAM ile üretilen PMMA grubunun su emilimi değerleri, ısı ile polimerize olan PMMA grubundan daha düşük sonuçlar vermiştir ($p<0.001$). Hem TC (-) hem de TC (+) tüm test örnekleri suda çözünürlük bulguları değerlendirildiğinde; CAD/CAM ile üretilen PEEK grubu, diğer iki gruptan (M ve YC) istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek değerler göstermiştir ($p<0.001$). Isı ile polimerize olan PMMA grubu ile CAD/CAM ile üretilen PMMA grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmemiştir (TC (-): $p=0.164$ / TC (+): $p=0.944$). Tüm TC (+) ile tüm TC (-) test örnekleri arasında su emilimi ve çözünürlüğü sayısal verileri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (su emilimi: $p=0.912$ / su çözünürlüğü: $p=0.062$).

Tablo 2: Test örneklerinin yüzey pürüzlülüğünün ortalama değerleri ve standart sapmaları

	TC -	TC +	p-değeri †	Termal döngü işleminden bağımsız
M	0.44 (0.15) ^a	0.36 (0.03)	0.075	0.37 (0.10) ^a
YC	0.32 (0.04) ^{a,b}	0.31 (0.06)	0.684	0.31 (0.05) ^{a,b}
JC	0.36 (0.04) ^b	0.35 (0.09)	0.631	0.36 (0.07) ^b
p-değeri ‡ Gruplardan bağımsız	0.006	0.028	-	<0.001
	0.34 (0.10)	0.34 (0.06)	0.220	0.34 (0.06)

Veriler; medyan (çeyrekler arası dağılım genişliği) biçiminde ifade edildi, †M, YC ve JC grupları içerisinde termosiklus uygulanan ve uygulanmayan örnekler arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.0167$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, tüm TC- ve TC+ arasında yapılan karşılaştırmalarda ise $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ TC- ve TC+ örnekleri içerisinde M, YC ve JC arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, tüm M, YC ve JC grupları arasında yapılan karşılaştırmalarda ise $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: M grubu ile YC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), b: YC grubu ile JC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$).

Tablo 3: Test örneklerinin su emilimi ve çözünürlüğünün ortalama değerleri standart sapma

	TC -	TC +	p-değeri †	Termal döngü işleminden bağımsız
Su emilimi				
M	11.49 (5.41) ^{a,b}	12.79 (4.89) ^{a,b}	0.912	11.66 (4.82) ^{b,d}
YC	7.84 (4.74) ^{a,c}	8.78 (3.32) ^{a,c}	0.529	8.78 (4.04) ^{c,d}
JC	2.57 (6.20) ^{b,c}	0.00 (1.46) ^{b,c}	0.436	0.00 (5.47) ^{b,c}
p-değeri ‡ Gruplardan bağımsız	<0.001	<0.001	-	<0.001
	7.17 (7.15)	8.27 (11.08)	0.912	8.01 (7.53)
Çözünürlük				
M	-5.87 (4.94) ^b	-2.68 (3.51) ^b	0.089	-4.49 (5.10) ^b
YC	-5.12 (3.84) ^c	-3.28 (1.51) ^c	0.075	-3.85 (2.52) ^c
JC	-1.26 (3.96) ^{b,c}	-1.22 (2.71) ^{b,c}	0.579	-1.23 (3.32) ^{b,c}
p-değeri ‡ Gruplardan bağımsız	<0.001	0.004	-	<0.001
	-3.72 (5,15)	-2.39 (2,64)	0.062	-2.64 (3.81)

Veriler; medyan (çeyrekler arası dağılım genişliği) biçiminde ifade edildi, † M, YC ve JC grupları içerisinde termosiklus uygulanan ve uygulanmayan örnekler arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.0167$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, tüm TC- ve TC+ arasında yapılan karşılaştırmalarda ise $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ TC- ve TC+ örnekleri içerisinde M, YC ve JC arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, tüm M, YC ve JC grupları arasında yapılan karşılaştırmalarda ise $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: M ile YC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.025$), b: M ve JC grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), c: YC grubu ile JC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$), d: M grubu ile YC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p = 0.006$).

Termal döngü uygulamasının bütün test örneklerinin yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve suda çözünürlük değerleri göz önüne alındığında farklı sonuçlar elde edilmiştir. Termal döngü uygulaması her üç grup test örneklerinde de yüzey pürüzlülüğü ve suda çözünürlük değerlerindeki yüzdesel değişimler istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4). TC (-) örnekler göre TC (+) örneklerde su emilimindeki yüzdesel değişimler çalışma

grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark ortaya koymuştur ($p=0.002$). CAD/CAM ile üretilen PEEK grubunda, ısı ile polimerize olan PMMA ve CAD/CAM ile üretilen PMMA gruplarına göre termal döngü uygulamasının su emilimi değerlerinin yüzdesel olarak daha fazla azalmasına neden olmuştur. ($p<0.001$ ve $p<0.001$). Isı ile polimerize olan PMMA grubu ve CAD/CAM ile üretilen PMMA grubu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p=0.452$).

Tablo 4: TC (-) örnekler göre TC (+) örneklerde, yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve suda çözünürlük düzeylerindeki yüzdesel değişimler

	M	YC	JC	p-değeri †
Yüzey pürüzlülüğü	-10.76 (7.24)	0.38 (19.92)	-2.98 (25.96)	0.099
Su emilimi	5.13 (40.26) ^a	8.53 (40.97) ^b	-100.00 (78.03) ^{a,b}	0.002
Suda Çözünürlük	60.74 (51.42)	28.79 (32.89)	-63.65 (365.01)	0.483

Veriler; medyan (çeyrekler arası dağılım genişliği) biçiminde ifade edildi, †Kruskal Wallis testi, $p<0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: M grubu ile JC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.001$), b: YC ile JC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.001$).

Tartışma

CAD/CAM teknolojisi; inley, onley, kron, sabit ve hareketli bölümlü protezler, implant dayanakları, maksillofasiyal protezler, hareketli protez alt yapıları, sabit implant destekli protezler ve son zamanlarda tam protezlerin yapımında kullanılmaktadır.⁷ Üreticiler, CAD/CAM protezlerin, geleneksel yöntemle üretilen ısı ile polimerize olan protezler ile karşılaştırıldığında daha iyi mekanik özellikler gösterdiği,^{3,16} uyumunun ve yüzey özelliklerinin daha iyi olduğunu ileri sürmektedirler.³ CAD/CAM rezinlerin yüzey özellikleri, su emilimi ve suda çözünürlük parametrelerinin değerlendirildiği çalışmalar kısıtlıdır.

Çalışmamız sonuçlarına göre 'CAD/CAM PMMA, CAD/CAM PEEK ve ısı ile polimerize olan PMMA test grupları arasında yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve çözünürlüğü açısından anlamlı fark

bulunmayacağı' hipotezi reddedilmiştir. CAD/CAM ile üretilen PMMA grubunun yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ve CAD/CAM ile üretilen PEEK grubunda ise, su emilimi değerlerinin daha düşük olduğu bulunmuştur. Termal döngü uygulaması test örneklerinin su emilimi (PEEK grubu) değerlerine etkili iken yüzey pürüzlülüğü ve suda çözünürlük değerlerini anlamlı düzeyde etkilememiştir.

Yüzey pürüzlülüğü, bir yüzeyi karakterize eden küçük girintiler veya düzensizlikler olarak tanımlanmıştır.³ Protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü hem istenmeyen lekelenmeye neden olmakta aynı zamanda hasta estetiğini olumsuz etkilemektedir. İlave olarak plak birikimi ve bakteri tutunmasında önemli bir rol oynamaktadır.⁴ Yapılan çalışmalarda klinik olarak yüzey pürüzlülüğü için kabul edilebilir eşik değer Ra 0,2 μm olarak bildirilmiştir.^{4,17,18} PMMA kaide materyallerinde 0,2 μm eşik değeri plak

birikimini azalttığı belirtilmiştir.¹⁹ Yüzey pürüzlülüğü değeri 2 µm'den daha fazla ise, bakteriyel kolonizasyon önemli derecede artmaktadır.²⁰

Zissis ve ark.²¹ 20 protez malzemesinin (enjeksiyon tekniği, ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan protez kaide rezinleri, otopolimerize ve ışıkla polimerize sert astar materyalleri ve otopolimerize, ısı ve ışıkla polimerize yumuşak astar materyali) yüzey pürüzlülüğünü araştırdıkları çalışmalarında genel olarak Ra değerlerini 0.7-7.6 µm arasında ve protez kaide rezinlerinin Ra değerlerini de 3.4-7.6 µm değerleri arasında bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ısı ile polimerize olan akrilik rezinde 0.36±0.03/0.44±0.15 µm, CAD/CAM ile üretilen PMMA rezinde 0.32±0.04/0.31±0.06 µm ve CAD/CAM ile üretilen PEEK test örneğinde 0.36±0.04 / 0.35±0.09 µm arasında bulunmuştur. Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü değerleri Zissis ve ark.²¹ çalışmasında bildirilen değerlerden daha düşüktür. Bu sonucun, çalışmamızda örnek yüzeylerini standart hale getirmek için yapılan 600, 800 ve 1000 grit su zımparası uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü azaltmış olabileceğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Zissis ve ark.²¹ yaptıkları çalışmalarında ise, örnekler test işleminden önce 37±1°C'de 1 ay süresince bekletilmiş olup akrilik kaide rezinleri için zımparalama işleminden bahsedilmemiştir.

Al-Dwairi ve ark.³ ısı ile polimerize PMMA ve iki farklı marka pre-polimerize rezin blokların yüzey özelliklerinin karşılaştırdıkları çalışmalarında her iki grup CAD/CAM ile üretilen PMMA örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri ısı ile polimerize olan akrilik rezine göre daha düşük değerler vermiştir. Bizim çalışmamızda da CAD/CAM ile üretilen PMMA grubunun yüzey pürüzlülüğü, ısı ile polimerize olan PMMA ve CAD/CAM ile üretilen PEEK gruplarına göre daha düşüktür. Bu açıdan benzerlik göstermektedir.

Al-Dwairi ve ark.³, Alp ve ark.⁴, Heimer ve ark.¹² yaptıkları çalışma ile çalışmamızın yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında, çalışmamızda CAD/CAM

ile üretilen kaide materyallerinin (PMMA veya PEEK) Ra sonuçları klinik olarak kabul edilebilir Ra eşik değerinden yüksek bulunmuştur. Bunun nedeni rezin yüzeyine geleneksel laboratuvar parlatma işlemi veya polisaj kitleri gibi başka herhangi bir işlem uygulanmaksızın sadece zımpara işlemi uygulandığında elde edilen Ra değerleri 0.2 µm eşik değerinin üzerinde olmasıdır. Yukarıda bahsedilen çalışmalarda pomza, parlatma ve polisaj kitleri gibi işlemler uygulanmış olup bizim çalışmamızda ise, sadece zımparalama işlemi yapılmıştır. Bu durum protezin klinik kullanımından önce mutlaka laboratuvar parlatma ve bitirme işlemleri yapılmasının gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Oral rehabilitasyonda kullanılan protetik materyaller fizyolojik olarak doğal tükürük ve bileşenleri ile karakterize karmaşık ve değişen nemli ve ıslak bir ortama maruz kalmaktadır.²² Su emilimi, polimer malzemelerdeki ikincil zayıf bağlar nedeniyle oluşmaktadır. Su molekülleri, polimer zincirleri arasına nüfuz edebilmektedir.²³ Su emilimi, malzemenin gözenekli yapısına ve hidrofobik derecesine bağlıdır.²⁴

Çalışmamızdaki su emilimi değerlerinin (2.57±6.20/ 0.00±1.46) CAD/CAM ile üretilen PEEK grubunda en düşük olduğu izlenirken, bu grubu sırasıyla CAD/CAM ile üretilen PMMA (7.84±4.74 / 8.78±3.32) ve ısı ile polimerize olan PMMA (11.49±5.41/ 12.79±4.89) takip etmektedir. Bu değerlerdeki farklılığın sebebi üretim tekniklerindeki farklılıktan veya test gruplarının içerdiği farklı katkı maddelerinden kaynaklanabilmektedir. ISO 20795-1 standartlarına göre ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerde su emilimi 32 µg/mm³ değerini, suda çözünürlük ise 1.6 µg/mm³ değerini geçmemelidir.²⁵ Çalışmamızda elde edilen su emilimi ve çözünürlüğü değerleri ISO standartlarına uygun klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde yer almaktadır.

Heimer ve ark.¹² PEEK materyalinin, PMMA'dan daha az su emilimi gösterdiğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da PEEK, PMMA (ısı ve CAD/CAM ile üretilen) test örneklerinden daha az su emilimi

değerleri göstermiştir. Su emilimi miktarı, polimerin morfolojisi ve kimyasal yapısına bağlıdır. ²⁶ PMMA esaslı akrilik rezinler, rezin moleküllerinin polar özellikleri nedeniyle belli bir sürede suyu yavaşça emerler. Polimerdeki moleküllerin polaritesi, polimerdeki moleküller arası dengesiz çekim kuvvetleri veya moleküllerin doymamış bağları nedeniyle polimer içerisine su emilimi gerçekleşir.²⁴ PEEK polimeri ile emilen su molekülleri arasındaki etkileşim; su moleküllerinin H atomları ile PEEK polimerinin tekrarlayan birimlerindeki eter ve karbonil grupları arasındaki H bağlarında oluşmaktadır.²⁶ PEEK (-C₆H₄-OC₆H₄-O-C₆H₄-CO-)_n, yarı kristalli bir doğrusal polisiklik aromatik polimerdir.²⁷ Yarı kristalli yapıda olan PEEK materyalinde su emiliminin amorf kısımda meydana geldiği, kristalin fazın ise su emiliminden etkilenmediği bildirilmiştir.²⁶ Çalışmamızın sonucuna göre PEEK materyalinin daha az su emilimi göstermesi protezin klinik kullanım süresinin daha uzun olabileceğini göstermektedir. CAD/CAM PMMA, ısı ile polimerize olan PMMA test örneklerine göre daha az su emilimi değerleri göstermesi, yüksek sıcaklık ve basınç altında polimerizasyon işlemi gerçekleşmesinin polimer zincirlerinin daha uzun şekillenmesine neden olmasından, zincir içi ve zincirler arası daha az hidrojen bağı oluşmasından kaynaklanabileceğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda her üç grubun da suda çözünürlük değerleri ise, negatif değerler göstermiştir. Bu durum, test edilen malzemelerin suyu bünyesinde tuttuğunu göstermektedir. Bu malzemelerin su moleküllerini absorbe etmiş olması ve geri salınamamış olmasından kaynaklandığı sonucunu düşündürmektedir. Negatif su çözünürlüğü değerleri bize bu materyaller ya da içeriklerinin su molekülleri ile kimyasal olarak bağlandığı sonucunu öngörmektedir. Tuna ve ark.²⁸ çeşitli akrilik rezinlerin su emilimi ve çözünürlüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında ısı ile polimerize olan PMMA (Meliodent) ve kimyasal olarak polimerize olan pattern rezin (Palavit G) suda çözünürlük değerlerini sırasıyla -0.05 µg/mm³ ve -0.09 µg/mm³ olduğunu bildirmişlerdir. Nguyen ve ark.²⁹

poliamid protez kaide materyallerinin su emilimi ve çözünürlüğünü parametresini inceledikleri çalışmalarında suda çözünürlük değerlerini (Breflex ve Valplast test örneklerinde) negatif olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızın suda çözünürlük değerlerinin negatif bulunması açısından Tuna ve ark.²⁸ aynı zamanda Nguyen ve ark.²⁹ çalışmaları ile benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda aynı zamanda her üç grup test örneklerinin de termal döngü işlemi uygulamasının fiziksel özellikleri etkileyip etkilemediği de değerlendirilmiştir. Örneklere uygulanan 5000 döngü, beş yıllık klinik kullanıma karşılık gelmektedir.³⁰ Her bir döngü, 5°C ± 1°C ve 55°C ± 1°C arasında bir sıcaklıkta değişen 30 sn'lik bir daldırma işleminden oluşmaktadır. Böylece ağız boşluğunda oluşan termal değişiklikler taklit edilmiştir.³⁰ Termal döngü uygulaması, her üç test grubunun yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve çözünürlüğü parametrelerini etkilememiştir.

Çalışmamızda CAD/CAM ile üretilen PMMA ve PEEK, ısı ile polimerize olan PMMA termal döngü uygulama öncesinde ve sonrasında yüzey ve fiziksel özellikleri değerlendirilmiştir. Test materyallerinin yüzey pürüzlülüklerinin çeşitli polisaj protokolleri uygulanarak ve uzun dönem suda bekletilerek su emilimi ve çözünürlüğü değerlerinin incelenmesi de gerekmektedir. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen PMMA ve PEEK polimerlerinin özellikleri ve protetik diş hekimliğinde uygun kullanım alanlarını değerlendirmek için daha fazla sayıda *in vitro* çalışmalara ve aynı zamanda klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde CAD/CAM ile üretilen PMMA ve PEEK materyalleri, ısı ile polimerize olan test örnekleri ile kıyaslandığında daha iyi fiziksel özellikler gösterdiği sonucuna ulaşılmıştır.

Yazar Katkısı: Çalışma Tasarımı: Zeynep Şahin, Gülfem Ergün, Ayşe Seda Ataol. Veri toplama: Zeynep Şahin, Ayşe Seda Ataol. Veri analizi: Zeynep Şahin, Gülfem Ergün, Ayşe Seda Ataol. Kaynak Taraması: Zeynep Şahin, Gülfem Ergün, Ayşe Seda Ataol. Makale Yazımı: Zeynep Şahin, Gülfem Ergün, Ayşe Seda Ataol. Eleştirel İnceleme: Zeynep Şahin,

Gülfem Ergün. Son Onay: Zeynep Şahin, Gülfem Ergün, Ayşe Seda Ataol.

Çıkar çatışması: Makalenin yazarlarının herhangi bir çıkar çatışması bulunmamaktadır.

Mali Destek: Bu araştırma 2018-1-AP1-2831 kodlu, Mersin Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi tarafından desteklenmiştir.

Teşekkür: Bu araştırma 2018-1-AP1-2831 kodlu, BAP projesinin desteği ile yapılmıştır. Ülkemizin bilime destek veren Mersin Üniversitesi BAP birimine teşekkürlerimizi sunarız.

Kaynaklar

1. Hamouda IM, Beyari MM. Addition of glass fibers and titanium dioxide nanoparticles to the acrylic resin denture base material: comparative study with the conventional and high impact types. *Oral Heal Dent Manag* 2014;13(1):107-112.
2. Ayman AD. The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. *Electron Physician* 2017;9(7):4766-4772.
3. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Ozcan M. Comparison of the surface properties of CAD/CAM and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont* 2019;28(4):452-457.
4. Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly(methyl methacrylate) denture base materials. *J Prosthet Dent* 2019;121(2):347-352.
5. Karci M, Demir N, Yazman S. Evaluation of flexural strength of different denture base materials reinforced with different nanoparticles. *J Prosthodont* 2019; 28(5), 572-579.
6. Shinawi LA. Effect of denture cleaning on abrasion resistance and surface topography of polymerized CAD CAM acrylic resin denture base. *Electron Physician* 2017;9(5):4281-4288.
7. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent* 2013;109(6):361-366.
8. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent* 2014;111(5):351-355.
9. Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 2018;119(4):586-592.
10. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: Concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent* 2012;107(1):34-46.
11. Baba NZ, Alrumaih HS, Goodacre BJ, Goodacre CJ. Current techniques in CAD/CAM denture fabrication. *Gen Dent* 2016;64(6):23-28.
12. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *J Prosthet Dent* 2017;117(3):419-425.
13. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, Schmidlin, PR. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent* 2015;114(5):666-673.
14. Hahnel S, Scherl C, Rosentritt M. Interim rehabilitation of occlusal vertical dimension using a double-crown-retained removable dental prosthesis with polyetheretherketone framework. *J Prosthet Dent* 2018;119(3):315-318.
15. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and

- prosthodontics. *J Prosthodont Res* 2016;60(1):12-19.
16. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. A Comparison of the flexural and impact strengths and flexural modulus of CAD/CAM and conventional heat-cured polymethyl methacrylate (PMMA). *J Prosthodont* 2020;29(4):341-349.
 17. Porwal A, Khandelwal M, Punia V, Sharma V. Effect of denture cleansers on color stability, surface roughness, and hardness of different denture base resins. *J Indian Prosthodont Soc* 2017; 17(1): 61-67.
 18. Abuzar MA, Bellur S, Duong N, et al. Evaluating Surface Roughness of A Polyamide Denture Base Material in Comparison with Poly (Methyl Methacrylate). *J Oral Sci* 2010;52(4):577-581.
 19. Oliveira LV, Mesquita MF, Henriques GE, Consani RL, Fragoso WS. Effect of polishing technique and brushing on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthodont* 2008; 17(4): 308-311.
 20. Sharma P, Garg S, Kalra NM. Effect of denture cleansers on surface roughness and flexural strength of heat cure denture base resin-an in vitro study. *J Clin Diagn Res* 2017; 11(8): 94-97.
 21. Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A. Roughness of denture materials: a comparative study. *Int J Prosthodont* 2000; 13(2): 136-140.
 22. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk, B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent* 2016; 115(3): 321-328.
 23. Asopa V, Suresh S, Khandelwal M, Sharma V, Asopa SS, Kaira LS. A comparative evaluation of properties of zirconia reinforced high impact acrylic resin with that of high impact acrylic resin. *The Saudi J Dent Res* 2015; 6(2): 146-151.
 24. Shah J, Bulbule N, Kulkarni S, Shah R, Kakade D. Comparative evaluation of absorption, solubility and microhardness of heat cure polymethylmethacrylate denture base resin & flexible denture base resin. *J Clin Diagn Res* 2014; 8(8): 1-4.
 25. ISO 20795-1, Dentistry-Base polymers - Denture base polymers, International Standards Organization (2008)
 26. Scherillo G, Petretta M, Galizia M, La Manna P, Musto P, Mensitieri G. Thermodynamics of water absorption in high performance glassy thermoplastic polymers. *Front Chem* 2014; 2: 1-16.
 27. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics A review. *Stomatologija* 2018; 20(2): 54-58.
 28. Tuna SH, Keyf F, Gumus HO, Uzun C. The evaluation of water absorption/solubility on various acrylic resins. *Eur J Dent* 2008; 2: 191-197.
 29. Nguyen LG, Kopperud HM, Øilo M. Water absorption and solubility of polyamide denture base materials. *Acta Biomater Odontol Scand* 2017; 3(1): 47-52.
 30. Goiato MC, Nóbrega AS, dos Santos DM, Andreotti AM, Moreno A. Effect of different solutions on color stability of acrylic resin-based dentures. *Braz Oral Res* 2014; 28(1): 1-7.