

FARKLI YÖNTEMLERLE POLİMERİZE EDİLEN AKRİLİK REZİNLERİN POROZİTE AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI

Doç. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ*

Yrd. Doç. Dr. Saip DENİZOĞLU*

THE COMPARISON IN POINT OF THE POROSITY OF ACRYLIC RESINS POLIMERISED BY USING DIFFERENT METHODS

ÖZET

Bu çalışma, farklı yöntemlerle polimerize edilen değişik kalınlıklardaki akrilik rezinlerin porozite açısından karşılaştırılması amacıyla yapıldı.

Üç farklı akrilik rezinin herbirinden, 45 adet olacak şekilde toplam 135 akrilik rezin örnek, çeşitli polimerizasyon yöntemleriyle 20x20x2 mm., 20x20x4 mm. ve 20x20x6 mm. boyutlarında hazırlandı. Tesviye ve cilalama işlemlerini takiben, çini mürekkebine atılarak bekletildi. Işık mikroskopunda, eksternal porozite açısından değerlendirildi. Daha sonra yarıya kadar aşındırılıp, 1mm, 2mm ve 3 mm. kalınlığa getirilen örnekler, aynı şekilde boyandıktan sonra internal porozite açısından değerlendirildi.

Elde edilen verilerin değerlendirilmesinde, Kruskal-Wallis varyans analiz yöntemi kullanıldı. Akrilik tipinin önemli olmadığı, polimerizasyon tekniği (internal porozitede $p < 0.001$, eksternal porozitede $p < 0.01$) ve kalınlığın ($p < 0.001$) ise çok önemli olduğu istatistiksel olarak tespit edildi.

Anahtar Kelimeler: Akrilik protez kaide rezimci, Porozite, Polimerizasyon tekniği.

SUMMARY

This study was realised to compare in point of the porosity of acrylic resins which are prepared in various thickness and polymerised by using different methods.

45 samples from each of three different acrylic resins were prepared. Total 135 acrylic resin samples having the dimensions of 20x20x2 mm, 20x20x4 mm and 20x20x6 mm were prepared with various polymerisation methods. After the finishing and polishing procedures, they were immersed in Indian ink. They were evaluated in point of external porosity by using optic microscope. Than half of the thickness of each sample were abrosed. These samples were evaluated in view of internal porosity after they were painted with the same method.

Datas obtained were evaluated with Kruskal-Wallis varians of analysis methods. It is statistically found that polymerisation method and the thickness are very important and the type of acrylic resin is not important

Key Words: Acrylic denture base resins, Porosity, Polymerization.

GİRİŞ

Günümüzde, gerek kullanım rahatlığı, gerekse laboratuvarında hazırlanma kolaylığı açısından, protez kaide maddesi olarak en çok kullanılan malzeme akrilik reçinelerdir.¹

Akrilik rezinlerin polimerizasyonu; ısı yoluyla, kimyasal yolla, görülebilir ışıkla ve mikro dalga enerjisiyle yapılabilmektedir.² Polimerin içinde bulunan benzol peroksit'in serbest kökler oluşturabilmesi için parçalanmasını sağlamaya yönelik bu yöntemler arasında, günümüzde en

yaygın olarak kullanılan yöntem, polimetilmetakrilat hamurunun alçı kalıp içerisine yerleştirildikten sonra, muflaların bir su banyosu içinde ve açık alev aracılığı ile kaynatılması şeklinde olmaktadır.³⁻⁹ Bu uygulama iki şekilde yapılabilir:

a. Hızlı kaynatma: Muflalar pres altından çıkarıldıktan sonra bridle sıkılır ve içi soğuk su dolu bir kabın içine yerleştirilir. Ocağın altı açılır ve en az 1/2 saatte kaynama derecesine gelmesi ve kaynar halde de en az yarım saat kalması sağlanır.

*: Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Öğretim Üyesi.

Hızlı kaynatma yönteminde kullanılan, akrilik reçinenin kaim kesimlerinde porozite oluşmaması için, üretici firmaların önerdiği bir başka kaynatma şekli daha vardır: Tersine polimerizasyon denilen bu yöntemde muflalar önce kaynamakta olan suyun içine koyulur ve ısı kaynağı kapatılır. 20 dakika kadar beklendikten sonra tekrar ısıtılmaya başlanır. Su yeniden kaynamaya başlayınca muflalar, 20 dakika daha kaynayan su içinde bırakılır. Daha sonra ısı kaynağı kapatılır ve suyun soğuması beklenir.

b. Yavaş Kaynatma: Bu teknik muflaların, ısısı termostat aracılığı ile ayarlanmış bir su banyosu içinde 8 saat bırakılması esasına dayanır.

Protez yapımında kullanılan akrilik rezin esaslı kaide meteryallerinde zaman zaman görülen porozite olayı, polimetil metakrilatların en başta gelen istenmeyen özelliklerinden biri olmaya devam etmekte olup, uzun yıllardan beri, bu konudaki çalışmalar sürdürülmektedir. Protez kaidesinin yapım işlemleri esnasında karşılaşılabilen porozitenin çok çeşitli nedenleri vardır. Bu nedenler arasında, rezinin polimerizasyonu sırasında oluşan ekzotermik ısının süratle dışarı iletilmemesi, akrilik hamurunun karıştırma sırasında homojenitesinin sağlanamaması, uygun olmayan toz likit oranı, muflaya uygulanan basıncın yeterli olmaması, ve akrilik hamurunun muflaya çok erken veya geç yerleştirilmesi sayılabilir.^{8,10-12} Wolfaardt ve arkadaşları¹¹ polimetil metakrilatlarda görülen porozite oluşumunun multifaktöriyel orijinli kompleks bir fenomen olduğu sonucuna varmışlardır.

Porozite, akrilik kitlesinin yüzey tabakasında (external porosity) veya iç bölgelerinde (internal porosity) oluşabilir.⁸ İç bölgelerde oluşan porozite yapının zayıflamasına, dolayısıyla protez kaidesinin çiğneme kuvvetlerine karşı direncinin azalmasına neden olur. Poroziteyi meydana getiren her bir boşluk iç stresslerin yoğunlaştığı bölgeler haline gelir. Protez kaide maddesi ve dişler arasında oluşan porozite, dişin kaide maddesinden uzaklaşmasına neden olur.¹³ Poroziteye bağlı olarak distorsiyon ve bükülme miktarında artma görülür.^{8,14} Yüzeysel porozite ise protez yüzeyinin temizlenmesini zorlaştıracağından gıda ve plak birikimine, ayrıca renklemeye neden olmaktadır. Protez akademisinin (The

Academy of Denture Prosthetics)¹⁵ raporlarında bu konuyla ilgili olarak, bir protezin hijyenik kabul edilebilmesi için pöröz olmaması gerektiği ifade edilmiştir. Bu şekilde ortaya çıkan hijyen eksikliği, kandida proliferasyonunu artırarak protez mukozada enflamasyonla karakterize protez stomatitleri oluşturabilir.^{14,16}

Protez kaide maddeleri anatomik yapıya bağlı olarak farklı kalınlıklarda olabilir.¹⁷ Poroziteyi en aza indirmek amacıyla, farklı polimerizasyon yöntemleri, değişik rezin kalınlıkları ve soğulma yöntemleri denenerek çalışmalar yürütülmüştür.¹⁰

Bu çalışma, farklı yöntemlerle polimerize edilen değişik kalınlıklardaki akrilik rezinlerin porozite açısından karşılaştırılması amacıyla yapıldı.

MATERYAL ve METOD

Akriliklerde oluşan internal ve eksternal poroziteyi incelemek için, 20x20x2 mm, 20x20x4 mm ve 20x20x6 mm' lik üç farklı kalınlıkta, metal örnek hazırlandı. Bu metal örnekler, silikon ölçü materyali (Putty) içinde muflaya alındı. Bu şekilde hazırlama, işlem sırasında mufladan kolayca çıkarılmayı temin eder. Akrilik hamurları üretici firmanın tavsiyelerine uygun olarak hazırlandı. Muflalar içindeki 45 örnek boşluğuna QC-20 (De Trey Dentsply Limited, England England), 45 örnek boşluğuna Rodex (Denture Material Polvere), 45 örnek boşluğuna da Super acryl E (Spofa Dental, Praha- Sole Exporter Chemapol Praha) kaide akriliği yerleştirildi ve muflalar preslenerek sıkıştırıldı. Taşan fazla akrilikler uzaklaştırılıp, son prova yapıldıktan sonra polimerizasyon işlemine geçildi. Polimerizasyon için; tersine polimerizasyon, hızlı ve yavaş kaynatma yöntemleri uygulandı. Tersine polimerizasyon yönteminde; herbir marka akrilden, farklı kalınlıklarda 15'er örnek içeren muflalar önce kaynamakta olan suyun içine koyuldu ve ısı kaynağı kapatıldı. 20 dakika kadar beklendikten sonra tekrar ısıtılmaya başlandı. Su yeniden kaynamaya başlayınca muflalar, 20 dakika daha kaynayan su içinde bırakıldı. Hızlı kaynatma yönteminde; aynı sayıda örnek içeren muflalar, içi soğuk su dolu bir kabın içerisine

koyuldu. Ocağın altı açıldı ve yarım saatte suyun kaynama derecesine gelmesi ve kaynar halde yarım saat kalması sağlandı. Yavaş kaynatma tekniğinde ise, geri kalan örnekleri içeren muflalar, ısıyı termostat aracılığı ile 65 dereceye ayarlanmış bir su banyosu içinde 8 saat polimerize edildi. Polimerizasyonu tamamlanan muflalar, su banyosundan çıkarıldı ve oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı.

Muflalardan çıkarılan ve tesviyesi yapılan tüm rezin gruplarına ait örnekler, sıfır numara su zımparası, keçe-pomza ve kıl fırça-pomza aşamalarından geçirilerek cilalandı. Cilalanan örnekler, ölçülerek kalınlıklarının standart olması sağlandı. Eksternal porozite değerlendirilmesi için çini mürekkebine atılarak boyandı ve ışık mikroskopunda (Tokyo, Japan) x 40 büyütme ile incelendi. Daha sonra bu örnekler, yatay düzlemde yarıya kadar aşındırılarak kalınlıkları 1, 2 ve 3mm.'ye düşecek şekilde inceltildi ve internal porozite değerlendirmesi için, aynı şekilde çini mürekkebine atılarak boyandı ve mikroskopta incelendi. Örneklerin mikroskop görüntüleri, aşağıdaki skorlama dikkate alınarak değerlendirmeye tabi tutuldu.

0: Porozite yok.

1: Hafif porozite var (Gözenek sayısı< 10).

2: Orta derecede porozite var (Gözenek sayısı 10-20),

3: Yaygın porozite var (Gözenek sayısı> 20).

Elde edilen verilerin değerlendirilmesi için Kruskal-Wallis varyans analiz yöntemi kullanıldı.¹⁸

BULGULAR

Eksternal porozite verilerini değerlendirmek amacıyla yapılan Kruskal- Wallis varyans analiz sonuçları Tablo I'de, internal porozite verilerini değerlendirmek amacıyla yapılan Kruskal-Wallis varyans analiz sonuçları ise, Tablo II' de gösterildi.

Tablolarda da görüldüğü üzere; kullanılan akrilik tipinin önemli olmadığı, polimerizasyon yöntemi (internal porozitede $p<0.001$, eksternal porozitede $p<0.01$) ve örneklerin kalınlığının önemli ($p<0.001$) olduğu istatistiksel olarak saptandı.

Tablo I. Eksternal porozite değerlerine ait Kruskal- Wallis varyans analiz sonuçlarını gösteren tablo.

	N	Med.	Z Değeri	H	df	P
Rodex	45	1.000	0.17			
QC-20	45	1.000	-0.54	0.15	2	0.926**
Super acryl E	45	1.000	0.17			
Hızlı polimerizasyon	45	2.000	2.88			
Tersine polimerizasyon	45	1.000	-0.61	12.53	2	0.002**
Yavaş polimerizasyon	45	1.000	-2.27			
2 mm. kalınlık	45	1.000	-5.25			
4 mm. kalınlık	45	1.000	-2.81	91.13	2	0.000***
6 mm. kalınlık	45	2.000	18.07			

** p<0.01, ***p<0.001

Tablo II. Internal porozite değerlerine ait Kruskal- Wallis varyans analiz sonuçlarını gösteren tablo.

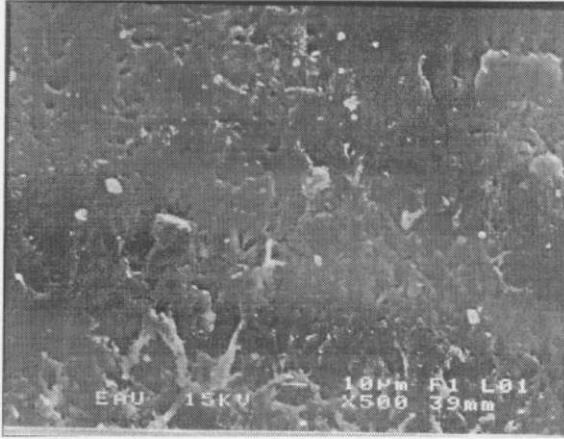
	N	Med.	Z Değeri	H	df	p
Rodex	45	1.000	0.33			
QC-20	45	1.000	-0.66	0.54	2	0.763**
Super acryl E	45	1.000	0.33			
Hızlı polimerizasyon	45	2.000	3.78			
Tersine polimerizasyon	45	1.000	-0.34	21.57	2	0.000***
Yavaş polimerizasyon	45	1.000	-3.44			
2 mm. kalınlık	45	1.000	-4.81			
4 mm. kalınlık	45	1.000	-2.63	69.99	2	0.000***
6 mm. kalınlık	45	2.000	7.44			

*** p<0.001

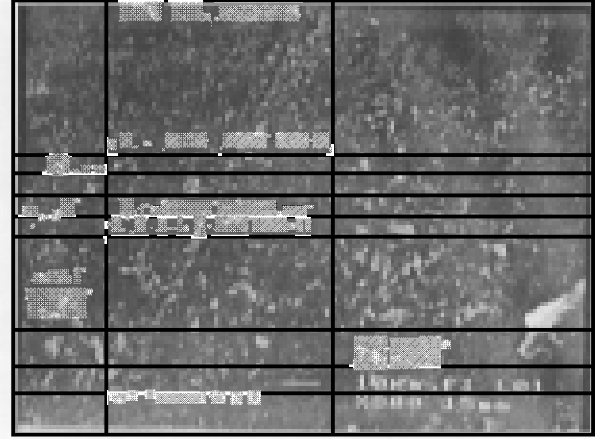
Farklı polimerizasyon yöntemleri porozite açısından karşılaştırıldığında, hızlı kaynatma yöntemiyle elde edilen örneklerde hem eksternal hem de internal porozitenin fazla olduğu (Internal porozitede: 3.78, eksternal porozitede: 2.88), tersine polimerizasyonda genel medyan değerinde değerler elde edildiği (Internal porozitede: -0.34, eksternal porozitede: -0.61), yavaş kaynatma yönteminde ise yok denecek kadar az porozite olduğu (Internal porozitede: -3.44, eksternal porozitede: -2.27) görüldü.

Farklı kalınlıklardaki porozite değerleri incelendiğinde, en fazla porozitenin 6 mm kalınlıktaki örneklerde (eksternal porozite için: 8.07, internal porozite için: 7.44), en az porozitenin ise 2 mm kalınlığındaki örneklerde (eksternal porozite için: -5.25, internal porozite için: -4.81) olduğu görüldü.

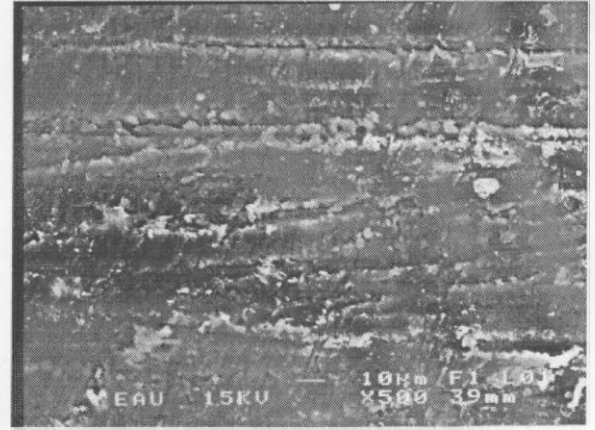
Tespit edilen poroziteyi göstermek amacıyla bir grup örneğin elektron mikroskobu (SEM) görüntüleri elde edildi. Bu görüntülerden bazıları, Resim 1, 2, 3'te gösterildi.



Resim 1. 2mm kalınlığındaki örneğin SEM görüntüsü.



Resim 2. 4mm kalınlığındaki örneğin SEM görüntüsü.



Resim 3. 6mm kalınlığındaki örneğin SEM görüntüsü.

TARTIŞMA

Akrilik rezinlerin polimerizasyonu, eskiden beri başlıca araştırma konularından birisi olmuştur. Akrilik rezinlerin diş hekimliğine ilk sunuluşundan başlayarak kitlenin fiziksel özelliklerini geliştirebilmek, dokulara uyumunu daha mükemmel bir hale getirebilmek ve kitlenin içinde oluşması mütemmel olan poroziteyi yok edebilmek için çeşitli polimerizasyon yöntemleri denenmiş, kalıbm içine farklı tekniklerle akrilik tepme yöntemleri üzerinde durulmuş poroziteyi ortadan kaldıracak devamlılık arzeden gelişmeler kaydedilmemiştir.¹⁹

Polimetil metakrilat'ın polimerizasyonu ekzotermik bir reaksiyondur. Bu esnada, ısının yükselme derecesinin çok hızlı olmaması gerekir. Rezinin ekzotermik ısı monomerin kaynama derecesi olan 100.3 °C' nin üzerine çıkarsa henüz reaksiyona girmemiş olan monomer, kalın bölgelerde serbest kalır ve aniden buharlaşır. Buharlaşan monomer, protezin kalın bölgelerinde partiküller, ince, uniform kabarcıklar şeklinde gaz porozitesine neden olur. Yani poroziteye, bir anlamda artık monomerin sebep olduğu söylenebilir.^{8,10,14,16,20,21} Jagger ve Hugget,²² çalışmalarında, artık monomerin porozite, boyutsal değişiklik ve fiziksel özelliklerin zayıflaması gibi üç esas etkiye neden olduğunu belirtmişlerdir.

Hızlı kaynatma yönteminde, bu tip bir porozitenin oluşmaması için üretici firmalar, tersine polimerizasyon yöntemini önermektedirler. Yavaş kaynatma yönteminde ise daha az boyutsal değişiklik ve porozite olduğu kanıtlanmıştır.^{8,10,14,16,20,21}

Harrison ve arkadaşları,²³ yaptıkları çalışma sonucunda, kaide akrilinin 70 °C' de 7 saat kaynatılmasından sonra, yapılacak bir terminal kaynatma ile optimum polimerizasyonun sağlanacağını, böylece protezin kalın kısımlarında oluşabilecek porozite riskinin önlenebileceğini saptamışlardır.

Bu çalışmada, yavaş kaynatma ve tersine polimerizasyon yöntemi ile polimerize edilen örneklerde, porozite yok denecek kadar az tespit edilmiştir. Bu sonuç yukarıdaki araştırmacıların görüşleri ile uyum göstermektedir.

Konvansiyonel sıcak akrilik uygulamalarında, mufla içi basıncın yeterli olabilmesi için muflanın çok iyi sıkıştırılması gerekir. Polimerizasyon esnasında rezinin büzülmesi mufla içindeki basıncı azaltır. Yeterli sıkıştırılmadığı takdirde protezin her yerinde yüzeysel ve irregüler boşluklar şeklinde büzülme porozitesi ortaya çıkar.^{8,12,14,20}

Firtell ve Harman,²¹ farklı kalınlıklardaki konvansiyonel akriliklerde poroziteyi incelemişler, kalınlık arttıkça porozitenin arttığını tespit etmişlerdir.

Wolfaart ve arkadaşları,¹¹ protezin kalın bölgelerinde ince bölgelerine oranla daha fazla porozite görüldüğünü saptamışlardır.

İç porozite polimerizasyon esnasında, sıcaklığın kaynama noktasının üstüne çıktığı ve bu ekzotermik ısının uzaklaştırılmadığı durumlarda, monomer buharlaşmasının bir sonucu olarak protez kaidesinin kalın bölgelerinde, özellikle alt protez kaidesinin lingual posterior bölgesi ve diş ile kaide maddesi arası uzaklık fazla olduğu durumlarda görülmektedir.^{8,11,14,20}

Keskin ve Akörcü,¹⁷ yaptıkları çalışmada 2 ve 6 mm. kalınlığındaki örneklerde poroziteyi incelemişler, kalın örneklerde daha fazla porozite tespit etmişlerdir. Firtell ve Harman'da,²¹ aynı şekilde 6mm. ve daha kalın örneklerde porozite meydana geldiğini saptamışlardır.

Bu çalışmada da en fazla porozitenin, 6mm. kalınlığındaki örneklerde olduğu saptanmış olup, bu sonuç yukarıdaki araştırmacıların bulguları ile uyum göstermektedir.

SONUÇ

Farklı yöntemlerle polimerize edilen, değişik kalınlıklardaki akrilik rezinlerin porozite açısından karşılaştırılması amacıyla yapılan bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edildi:

Yavaş kaynatma ve tersine polimerizasyon yöntemlerinin kullanılması, porozite oluşumunu önemli ölçüde engellemektedir.

Örnek kalınlığı arttıkça porozite oluşma ihtimalinin arttığı tespit edildi. Kalınlığı fazla olan protezlerde, hızlı kaynatma yönteminin kullanılmaması gerektiği kanaatine varıldı.

KAYNAKLAR

1. Tuncer N, Tüfekçioğlu B. Mikrodalga enerjisi ve su içinde kaynatma yöntemi ile polimerize edilen değişik akrilik reçine örneklerinin porozite açısından karşılaştırılması. İ Üniv Dış Hek Fak Derg 1990; 24 (3): 139-47.
2. Smith LT, Powers JM, Ladd D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat and microwave energy. Int J Prosthodont 1992; 5(4): 315-20.
3. Çahkkocaoğlu S. Tam Protezler. İstanbul, 1998: 532-562.

4. De Clerk JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1987; 57 (5): 650-4
5. Dixon DL, Ekstrand KG, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins. *J Prosthet Dent* 1991; 66 (4): 510-3.
6. Furaj SA, and Ellis B. The effect of processing temperatures on the exotherm, porosity and properties of acrylic denture base. *Brit Dent J* 1979; 147 (8): 209-12.
7. Gay WD, and King GE. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. *J Prosthet Dent* 1979; 42 (4): 437-40.
8. Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 7 th ed WB. Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto, 1991:195-197.
9. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy F, Aksu I. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara, 1993: 183-94, 208-9.
10. Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. *Quintessence Int* 1987; 18 (8): 453-6.
11. Wolfoardt JF, Cleaton-Jones P, Fatti P. The occurrence of porosity in a heat cured poly(methyl methacrylate) denture base resin. *J Prosthet Dent* 1986; 55 (3): 393-400.
12. Kellier JC, Lautenschlager EP. Porosity reduction and its associated effect on the diametral tensile strength of activated acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1985; 53 (3): 374-9.
13. Winkler LB. Complete Denture Prosthodontics. Littleton, Massachusetts: PSC Publishing Co Inc, 1988: 329.
14. Bafile M, Graser GN, Myers MI, Li HKH. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent* 1991; 66 (2): 269-74.
15. The Academy of Denture Prosthetics. The final report of the workshop on the clinical requirements of ideal denture base materials. *J Prosthet Dent* 1968; 20 (1): 101-105.
16. Davenport JC. The oral distribution of candida in denture stomatitis. *Brit Dent J* 1970; 129 (4): 151-6.
17. Keskin Y, Akören AC. Farklı yöntemlerle polimerize edilen akrilik rezinlerin porözite açısından karşılaştırılması. *Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg* 1998; 25 (3): 299-305.
18. Kartal M. Bilimsel Araştırmada Hipotez Testleri. Şafak Yayınevi, Erzurum, 1998: 210.
19. Anderson JN. Applied Dental Materials. 5 th ed. Blackwell Scientific Publication, London, 1976: 200-2.
20. Combe EC. Notes on Dental Materials. Edinburgh: Churchill/ Livingstone Inc, 1986; 50-52, 258-263.
21. Firtell DN, Harman LL. Porosity in boilable acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1983; 49 (1): 133-134.
22. Jagger RG, Hugget R. The effect of cross linking on indentation resistance, creep and recovery of an acrylic resin denture base material. *J Dent* 1975; 3(1): 15-18.
23. Harrison A, Hugget R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *J Dent* 1992; 20 (6): 370-374.

Yazışma Adresi
Doç.Dr.Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
Atatürk Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
25240 ERZURUM