

Ni-Cr ESASLI DENTAL MALZEMELERİN FARKLI DÖKÜM KOŞULLARINDA MEKANİK ÖZELLİKLERİN DEĞİŞİMİ

N. Sinan KÖKSAL*, Sezer ÇETİN

Celal Bayar Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Bölümü, 45140 Manisa, TÜRKİYE

Özet: Dental malzemelerin seçiminde, sertlik, eğilme dayanımı, aşınma direnci gibi özellikler önemli olup, üretim koşullarına bağlı değişmektedir. Bu çalışmada, Ni-Cr metal alaşımlarının ergitme sıcaklığındaki değişimin malzemelerin sertlik değerlerinde oluşturduğu etki araştırılmıştır. Malzemelerin döküm sayısı ile mekanik özelliklerindeki değişimler de üç nokta eğme deneyi yardımıyla incelenmiştir. Dental porselen malzemenin yapım aşamalarına uygun olarak, metal ve metal+seramik şeklinde hazırlanan numunelere $a/h=0,3$ şeklinde çentik açılmış ve eğme deneyi uygulanmıştır. Ölçülen maksimum kırılma kuvvetinden eğilme dayanımı, kırılma tokluğu değerleri hesaplanmıştır. Sonuçlarda, ergitme sıcaklığındaki artışla sertlik değerlerinde önemli azalmalar oluşmuştur. Tekrarlı dökümdeki eğilme dayanımı, kırılma tokluğu değerlerinde ise artışlar elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: *Dental malzeme, döküm, eğilme dayanımı, kırılma tokluğu*

CHANGE OF MECHANICAL PROPERTIES IN DIFFERENT CASTING CONDITIONS OF Ni-Cr BASED DENTAL MATERIALS

Abstract: The properties such as hardness, bending strength, wear resistance are important in selecting dental materials. These properties may be changed by the modifications in manufacturing conditions. In this study, the effects of changing melt temperatures of Ni-Cr materials on the hardness values were investigated. Three point bending test was carried out to determine changes occurred in mechanical properties depending upon number of casting. Samples prepared as metals or metal+ ceramic was notched with the a/h value of 0,3 and three point bending test was carried out in processed samples. The values of the bending strength and fracture toughness were calculated from maximum fracture force. In results, the hardness values significantly decreased with an increase in melt temperature. With repeated casting, bending strength and fracture toughness increased.

Keywords: *Dental materials, casting, bending strength, fracture toughness.*

* Sorumlu yazar

sinan.koksal@bayar.edu.tr

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri, uygulanan işlemin başarısı ve kalıcılığı açısından oldukça önemlidir. Malzemenin sertliği, aşınma direnci ve mekanik özellikleri en önemli etkenlerdir [1–5]. Ni-Cr esaslı dental alaşımlar, seramik porselene destek sağlayan metal altlıklarında kullanılan değersiz metal alaşımlardır. Bu alaşımlar soy metal alaşımlarından daha mukavemetli ve şekil değişimlerine karşı daha dirençli alaşımlardır. Krom-nikelli kıymetsiz alaşım olan bazı dental alaşımlar berilyum içerebildiğinden bazen Ni alerjisi oluşturabilmektedir. Bu alaşımların altın alaşımlarına göre fiziksel özellikleri daha iyi, özgül ağırlıkları daha az, ısıl iletkenlikleri 8 kat daha zayıftır. Eğilme dayanımları da en az 9 kat fazladır [6, 7]. Bu metalik malzemeler fırında, alevle veya indüksiyon fırınlarında ergitilerek dökülür ve istenilen şekillerde tesviye edilerek şekillendirilir. Porselen yapımı ve tamiri esnasında yapılan tekrarlanan fırınlamalar porselenlerde bazı değişimlerine neden olmaktadır. Porselenin boyutlarında meydana gelen değişimler okluzyon ve konturlarda istenmeyen sonuçlara sebep olabilir. Fırınlama sayısının porselen restorasyonların okluzal ve aksiyal boyutlardaki değişimlere etkisini matematiksel olarak bilmek, pratik uygulamalarda klinisyen ve teknikerlere rehberlik edecek, ilgili bilim alanlarına katkı sağlayacaktır [7]. Ağız protezlerinin ve köprülerinin dökümü, sanayide yapılan kaba döküm işlemlerine benzemez. Ağızdaki hassas dengenin bozulmaması için hazırlanan mum modelinin tamamen şeklini koruyarak metale dönüşmesi gerekmektedir. Dökülen metal veya alaşımın, döküm sırasında içyapısı ve şeklinin değişmemesi sağlanmalıdır [9]. Revetmanın ısıya dayanıklı olması, ısınmada ayrışarak gaz çıkartmaması, metal veya alaşımın büzülme katsayısını giderebilecek oranda genleşme göstermesi, dökümde metal veya alaşım ile kimyasal reaksiyona girmemesi, dökümdeki santrifüjün etkisi ile

parçalanmaması, dökümden sonra kolayca kırılması ve yapışmaması özelliklerine sahip olması gerekir [10–13].

Çalışmada, ergime sıcaklığındaki değişimin malzeme özelliklerine etkisi ve dökümde kullanılan malzemelerin tekrar kullanılmasının mekanik özelliklerde oluşturduğu değişimler incelenmiştir.

2. MALZEME ve DENEYSSEL ÇALIŞMA

Seramik dental malzemelere metal destek olarak kullanılan ticari ürünlerden Ni ve Cr oranları yüksek olan alaşımın bileşimi DIN 13912/2'ye uygun olup Tablo 1'de, imalat ve kontrol ise DIN EN 46002/ EN ISO 9002'e uygun ve genel özellikleri de Tablo 2'de verilmiştir.

Tablo 1. Ni-Cr dental alaşımının kimyasal içeriği (% ağırlık).

Element	Cr	Mo	Si	Mn	C	Al	Ni
%ağırlık	26	11	1,5	0,1	0,5	0,4	Kalanı

Tablo 2. Ni-Cr dental alaşımının genel özellikleri [14].

Özellik	
Yoğunluk (g/cm ³)	8.2
Ergime Noktası (°C)	1250
Akma Dayanımı (MPa)	330
Kopma Uzaması (%)	25
Genleşme Katsayısı, 20–600 °C (µm/K)	14.1
Sertlik (HV 10)	180

Çalışmanın ve ölçülen değerlerin karşılaştırılabilir olmasını sağlamak için, metal destekli bir porselenin yapım aşamalarına özenle uyularak belirlenen boyutlarda deney numuneleri hazırlanmıştır.

3. NUMUNELERİN HAZIRLANMASI

Ni-Cr dental alaşımından ergitme sıcaklıkları 1250 °C ve 1350 °C olan, 20x10x2 mm boyutlarında üçer adet numune dökümle elde edildi.

Üç nokta eğme deneyine uygun olarak 40x8x1,6 mm boyutlarında, ilk kez dökülen ve daha önce dökümde kullanılmış

malzemeden beşer adet numune hazırlanmıştır. Bu numunelerin hazırlanmasında aşamalar:

Model Hazırlanması: Numunelerin boyutlarına uygun mumdan kalıplar ve döküm esnasında metal alaşımının revetman içinde akışını sağlamak için yine mumdan yolluklar hazırlanmıştır (Şekil 1). Hazırlanan kalıplar konik şekilli bir ana yolluğa tutturulmuştur.



Şekil 1. Döküm işlemi için yollukların yapımı ve numunelerin tutturulması

Revetmana Alma: Metal dökümlerinde kalıp maddesi olarak, ısıya dayanıklı bir madde kullanılması (revetman) gerekmektedir. Döküme girecek bütün numuneler revetmana alınmıştır (Şekil 2). Revetmana almadan önce toz halinde olan revetman özel bir sıvı ile vakumlu bir karıştırıcıda homojen şekilde karıştırılarak

hava kabarcıkları alınır, kalıplara dökülür ve donmaya bırakılır. Dental laboratuvarlarında ön ısıtma fırınlama sıcaklığı 900–1000 °C civarındadır. Buna uygun termal genişmeyi ve mumun revetmandan uzaklaşmasını sağlamak için, 940 °C sıcaklıkta 1 saat süreyle ön ısıtma uygulanmıştır (Şekil 2).



Şekil 2. Revetmana alma ve fırınlama işlemi

Döküm: Revetmanlar fırında ön ısıtma uygulandıktan sonra seramik ergitme potalarında induksiyon döküm cihazı ile döküm yapıldı. Dökümü yapılan numuneler

çatlak oluşmaması için oda sıcaklığına kadar bekletilerek açılmıştır.

Kumlama: Dökümden sonra malzemelerin yapısındaki pürüzlülüğü azaltmak ve

revetmanı malzeme yüzeyinden temizlemek için kumlama işlemi yapılmıştır.

Tesviye: Tesviye için yüksek kesme hızı ve düşük basınçta sert metal frezeler ve elmas takımlar kullanılmıştır (Şekil 3).



Şekil 3. Kumlama işlemi ve sonrasında numune ile yapılan tesviye işlemi.

Kaplanan Porselenin Özellikleri: Bu malzemenin yüksek elastisite, yüksek aşınma direnci, doğal diş renk ve canlılığını taklit edebilme, (% 99,7 saflıkta Al_2O_3) alüminyum oksit alt yapı ile mükemmel bir uyum ve bağlanma özelliği vardır. Doğal dişteki flüoresan özellik, ideal stabilite ile kopma ve aşınmaya karşı yüksek direnç özellikleri mevcuttur. Dental malzemelerin yapım işlemlerine uygun gerçekleştirilen porselen

numune yapım aşamalarında VITA seramik malzemeleri kullanılmıştır.

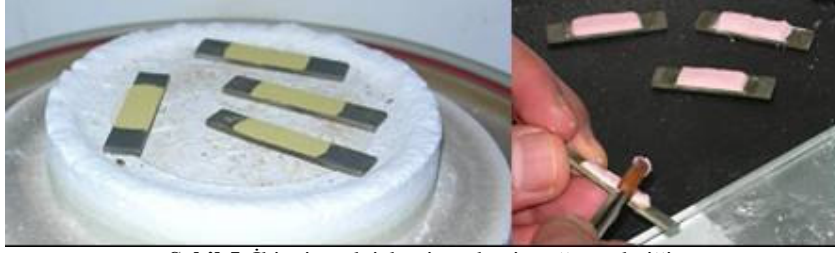
Numunelere porselen tabakalama da; opak dentin ile tüm opak yüzeyi ince bir tabaka kaplanıp, basamak porseleni ile basamak oluşturulup fırınladı. Porselen pişirimindeki büzülme nedeniyle basamak yüzeyine tekrar porselen uygulandı ve ikinci kez pişirildi (Şekil 4).



Şekil 4. Opak sürme işlemi ve fırına gönderilme işlemi.

Bu işlemde, dentin çalışma kolaylığı sağlayan dentin sıvısı ile koyu kıvamda karıştırılır. Karışım fırça ile ufak parçalar halinde ilave edilerek plaka oluşturuldu. Plaka oluşturulduktan sonra insizal diye adlandırılan ve dişin minesini temsil eden malzeme keskin spatullerle aşındırılarak açılan kırıklara

konuldu. Son şekli alan numuneye su ile nemlendirilerek modelaj sıvısı ile hazırlanmış insizal toz karışımının uygulanmasına başlanır. Küçük parçalar halinde uygulanan insizal ile kron yaklaşık %20 büyük işlenerek fırınlama büzülmesine karşı önlem alınmıştır (Şekil 5).



Şekil 5. İkinci opak işleme ve dentin yığılma tekniği.

Şekli tamamlanmış olan plaka kâğıt mendille hafifçe suyu alındı. Plakalar sonra porselen fırınında üretici firmanın kendi malzemesi için hazırladığı programa uygun olarak (yaklaşık 900–930 °C) vakumlu olarak

fırınılandı. Pişirilmiş numunenin tesviyesi elmas ve sinterize elmas frezler ile yapıp ince grenli frezler, taşlar ve ince zımparalar kullanılarak yüzey düzgünlüğü sağlanmıştır. (Şekil 6).



Şekil 6. Deney numunelerinin son şekli.

4. DENEY SONUÇLARI

4.1. Mikrosertlik Ölçümleri

Seramik dental malzemelere mekanik destek olarak kullanılan metalik altlıklar indüksiyon döküm yöntemiyle elde edilmiştir. Dökümü yapılacak olan alaşım 1250°C ve 1350°C ergime sıcaklığına kadar ısıtılıp hemen dökümü gerçekleştirilmiştir. Bu döküm numuneleri bakalite alınarak mikrosertlik ölçümleri yapılmış ve on farklı noktadan yapılan ölçümlerin ortalaması alınarak sonuçları Tablo 3’de verilmiştir.

Tablo 3. Numunelerin ergime sıcaklığına bağlı mikrosertlik değerleri (HV).

Ergime Sıcaklığı (°C)	Sertlik (HV)
1250	227
1350	210

İkinci kez döküm yapılan numunelerin mikrosertlik ölçümleri için yüzeyleri parlatılmış, Vickers yöntemiyle 10 s süreyle 100 gram yük uygulanarak farklı on noktadan mikrosertlik ölçümleri yapıp ortalama ölçüm sonuçları Tablo 4’de verilmiştir.

Tablo 4. Numunelerin döküm sayısına bağlı mikrosertlik değerleri (HV).

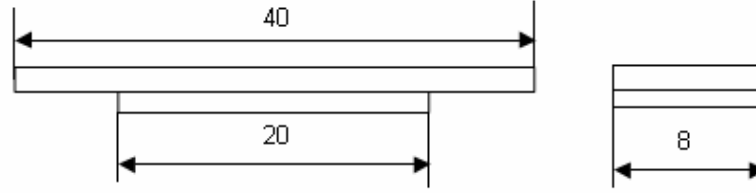
İşlem	Sertlik (HV)
Birinci döküm	436
İkinci döküm	354

4.2. Üç Nokta Eğme Deneyi

Birincil ve ikincil döküm dental alaşımından on adet deney numunesi hazırlanmıştır. Bunlardan beşer numune belirtilen şekilde

seramikle kaplanmıştır. Metal ve metal+seramik şeklinde hazırlanan deney numunelerine üç nokta eğme deneyi uygulanarak, maximum kırılma kuvvetleri ölçülmüştür. Numune boyutları 40x1,7x8 mm, standartlara uygun olan deney düzeneğinde, oda sıcaklığında, L=25,4 mm ve 1 mm/dak

basma hızında numunenin ortasından kuvvet uygulanarak üç nokta eğme deneyi yapılmıştır. Seramik kaplı kısmın alta ve destekler arasına gelmesi sağlanarak destek noktalarında seramik malzemenin ezilmesi ve kırılması önlenmiştir (Şekil 7).



Şekil 7. Üç nokta eğme deney düzeneği

Üç nokta eğme deneyi malzemenin kırılma kuvveti, eğilme dayanımı ve kırılma tokluğunu hesaplamaya olanak sağlar. Numunelerin eğilme dayanımı (σ) değerleri:

$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2}$$

ile hesaplanmıştır.

Metal ve metal+seramik numunelere genişliği 0,1 mm ve derinliği 0,3 mm ($a/h=0,3$ olacak şekilde) çentikler açıldı. Aynı düzenekte uygulanan üç nokta eğme deneyi sonunda maximum kuvvet (F) değerleri elde edilerek, σ_{max} ve K_{IC} değerleri hesaplandı. ASTM E 399

standardına [15] göre $a/h=0,3$ için geometrik faktör grafikler yardımıyla $f(a/h)=1,91$ alınıp denklemden kırılma tokluğu (K_{IC}) değerleri:

$$K_{IC} = \frac{3FL}{2bh^2} a^{1/2} f\left(\frac{a}{h}\right)$$

ile hesaplanmıştır.

Deneylerin sonucunda metal ve metal + seramik malzemelerin numunelerinin görüntüleri Şekil 8'de ve ilgili denklemlerle ve hesaplamalarla elde edilen değerler Tablo 5-Tablo 8'de verilmiştir.



Şekil 8. Üç nokta eğme deneyi sonrası numuneler.

Tablo 5. Numunelerin boyutları ve üç nokta eğme deneyi sonuçları.

Boy (L) mm	En (b) mm	Kalınlık (d) mm	P _{max} N	σ _{max} N/mm ²	K _{1c} MPa m ^{1/2}
40	8	1,6	315,2	586,1	77,3

Tablo 6. Metal+seramik numunelerin üç nokta eğme deneyi sonuçları.

Boy (L) mm	En (b) mm	Kalınlık(d) mm	P _{max} N	σ _{max} N/mm ²	K _{1c} MPa m ^{1/2}
40	8	1 (seramik)+1,6 (metal)	444,6	311,2	40,9

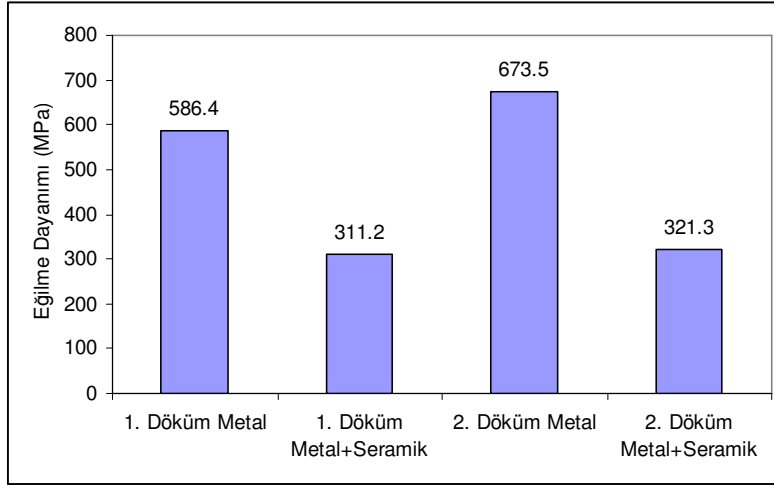
Tablo 7. İkinci döküm metal numunelerin boyutları ve üç nokta eğme deneyi sonuçları.

Boy (L) mm	En (b) mm	Kalınlık (d) mm	P _{max} N	σ _{max} N/mm ²	K _{1c} MPa m ^{1/2}
40	8	1,6	332,3	673,5	88,5

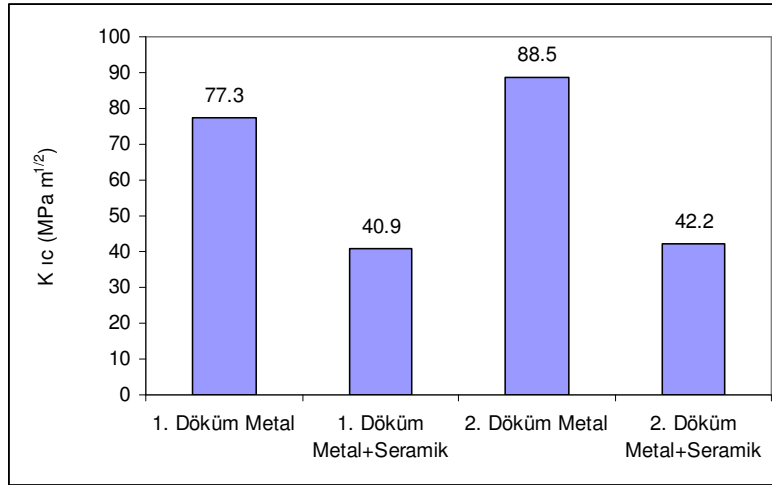
Tablo 8. İkinci döküm metal+seramik numunelerin üç nokta eğme deneyi sonuçları.

Boy (L) mm	En (b) mm	Kalınlık (d) mm	P _{max} N	σ _{max} N/mm ²	K _{1c} MPa m ^{1/2}
40	8	1 (seramik)+1,6 (metal)	459,2	321,3	42,2

Bu değerler yardımıyla numunelerin döküm sayısına bağlı olarak eğilme dayanımı (σ) Şekil 9'da ve kırılma tokluğu (K_{1c}) değerleri de Şekil 10'da grafiklerle gösterilmiştir.



Şekil 9. Numunelere ait eğilme dayanım(σ) değerleri.



Şekil 10. Numunelerin kırılma tokluğu (K_{1c}) değerleri.

5. SONUÇLAR ve TARTIŞMA

Metalik dental alaşımlarda ergime noktasının üzerindeki bir sıcaklıkta dökümde sertlik değerlerinde bir miktar azalma görülmüştür. Metal alaşım içerisine özellikle ilave edilen elementlerin ergime noktasından yüksek sıcaklıklarda özelliklerini yitirmesi bu azalmaya neden olabilir [16]. Bu açıdan metalik malzemenin belirtilen sıcaklıkta dökümü yapılması önemli olmaktadır.

Ni-Cr metalik dental alaşımında aynı alaşımın tekrarlı dökümlerindeki mikrosertlik ölçümleri sonucunda malzeme sertliklerinde yine azalma görülmüştür. Metalin içerisine porselene tutuculuğunu artırmak için katılan özel metal ve metal oksitleri de tekrarlı dökümlerde kaybolur, metalin termal genişleme katsayısı değişir. Metal alaşım içindeki elementlerinin tekrarlı döküm sonucunda yanmaları veya alaşım içinden uzaklaşarak özelliklerini kaybetmesi bu azalmada önemli olmuştur.

Mekanik özelliklerde ise; üç nokta eğme deneyi sonuçlarında döküm sayısı artışına bağlı olarak metalik malzemelerin eğilme dayanımı ve kırılma tokluğu değerlerinde artış olmuştur. Dökümde bir kez kullanılan

malzemenin tekrar kullanılmasının uygun olamayacağı görülmektedir. Mekanik özelliklerdeki bu artış, sertlik, seramik malzemelerle metalin yapışmasındaki değişim ve fiziksel özelliklerdeki azalmalarla birlikte incelenmelidir.

Kaynaklar

- [1] Wilson, NHF. The Evaluation of Materials: Relationships between Laboratory Investigations and Clinical Studies, Oper Dent, 15:149–155, 1990.
- [2] Cho G C, Kaneko LM, Donovan TE, White SN. Diametral and Compressive Strength of Dental Core Materials, J Prosthet Dent, 82: 272–276, 1999.
- [3] Combe E C, Shaglouf MS, Watts DC, Wilson NHF. Mechanical Properties of Direct Core Build-up Materials, Dent Mater, 15: 158–165, 1999.
- [4] Mandikos MN, McGivney GP, Davis E. A Comparison of the Wear Resistance and Hardness of Indirect Composite Resins, J Prosthet Dent, 85: 386–395, 2001.
- [5] Cho G C, Kaneko LM, Donovan TE, White SN. Diametral and Compressive Strength of Dental Core Materials, J Prosthet Dent, 82: 272–276, 1999.

[6] Kulez R., Akşam Sanat Çıraklık Eğitim Merkezi Ders Notları, Dental Porselenler ve Uygulama Yöntemleri, Ankara, 2003.

[7] Akın, E. “Diş Hekimliğinde Porselen” İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 3. Baskı 1999.

[8] Akman S., Eskitaşcıoğlu G., “Porselen Restorasyonlarda Tekrarlanan Fırınlama İşleminin Etkisinin Dijital Fotogrametri Yöntemi ile İncelenmesi” Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, Cilt:7 Sayı:1, 2004.

[9] Çelik,E., Tekmen, Ç., “Diş Protez Laboratuar Malzemeleri”, DEÜ Mühendislik Fakültesi, Fen ve Mühendislik Dergisi Cilt:6 Sayı:2, Mayıs 2004.

[10] Köksal N.S., Altaş E, Akgün S. “Metalik Dental Malzemelerin Üretiminde Döküm Koşullarının Malzeme Özelliklerine Etkisi” MakineTek Dergisi, Sayı 111, 62-66, 2007.

[11] Gökçe, HS., Beydemir, B., “Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı”, Gülhane Tıp Dergisi 44 (4): 457 – 463, 2002.

[12]. Dentorion Ağız Diş Estetik Merkezi-
<http://www.dentorion.com/protez.htm>

[13] Dental Türk, Türkiyenin Dental Portalı,
Dental Makaleler-<http://www.aydera.com>

[14] <http://www.adentatec.com/>

[15] ASTM Standard E 399: Standard Test Methods for Plane-Strain Fracture Toughness of Metallic Materials, 1997.

[16] Bauer JRO, Loguercio AD, Reis A, Filho LER., “Microhardness of Ni-Cr Alloys under Different Casting Conditions” Brazilian Oral Research, Vol. 20 (1), p. 40-46, 2006.

Geliş Tarihi: 31/05/2007

Kabul Tarihi: 26/12/2007

