

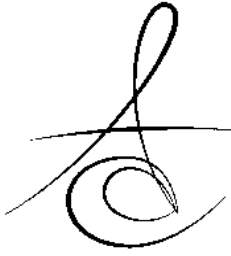
PAPER DETAILS

TITLE: Farkli Protez Laboratuvarlarinda Hazirlanan Iskelet Protezlerin Bilesimlerinin XRF Spektroskopisi Ile Degerlendirilmesi

AUTHORS: Hatice ÖZDEMİR,Zeynep Yesil DUYMUS,Turgay KORKUT

PAGES: 220-225

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/27154>



FARKLI PROTEZ LABORATUVARLARINDA HAZIRLANAN İSKELET PROTEZLERİN BİLEŞİMLERİNİN XRF SPEKTROSKOPİSİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

THE EVALUATION OF COMPONENTS OF FRAMEWORK PROSTHESIS MADE IN DIFFERENT PROSTHODONTICS LABORATORIES BY XRF-SPECTROSCOPY

Arş. Gör. Dt. Hatice ÖZDEMİR*

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSUŞ**

Yrd. Doç. Dr. Turgay KORKUT***

Makale Kodu/Article code: 924

Makale Gönderilme tarihi: 14.10.2012

Kabul Tarihi: 21.03.2013

ÖZET

Protez laboratuvarlarında, ilk dökümden artan alaşımlar sıklıkla yeniden kullanılmakta ve yeni alaşım ilavesi ile başka restorasyonlar oluşturulmaktadır. Tekrarlanan döküm işlemi, alaşımların kimyasal bileşimlerini ve mikro-yapılarını değiştirebilmektedir. Bu çalışmada, fakültemizde çalışmakta olan altı farklı protez laboratuvarında hazırlatılan iskelet örneklerin bileşimleri XRF spektroskopisi ile değerlendirilmiştir.

Kısmi dişsiz bir hastanın alt çenesinden alınan ölçüden elde edilen dublikat modeller altı farklı laboratuvara gönderilerek iskelet protezler hazırlanmış ve XRF spektroskopisi ile mevcut bileşimler belirlenmiştir.

Laboratuvarlar tarafından hazırlanan protezlerin bileşimleri orijinal bileşim ile karşılaştırıldığında; bütün iskelet protezlerde krom oranının azaldığı, bazı elementlerin ise kaybolduğu saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: İskelet protez, metal alaşımları, tekrarlanan döküm, XRF spektroskopisi.

ABSTRACT

In dental laboratories, the alloy which remains from the first cast is often reused and other restorations are made with the new alloy addition. The repeated process of casting can change the chemical components and micro-structures of alloys. In this study, the components of framework samples which were made in six different dental laboratories which work with our faculty were evaluated by use of XRF spectroscopy.

Duplicated models obtained from the measurement taken from the lower jaw of a partial toothless patient, by having been sent to six different laboratories, framework prosthesis was prepared and by XRF spectroscopy current components were determined.

Components of prosthesis prepared in laboratories when compared to original component it has been determined that in all framework prosthesis chrome rate has decreased and some elements were lost.

Key Words: Framework prosthesis, metal alloys, repeated casting, XRF spectroscopy

GİRİŞ

Metaller saf olarak ya da çeşitli alaşımlar halinde diş hekimliğinde oldukça fazla kullanılmakta olan maddelerdendir. Metaller birbirleri içinde çözünerek "alaşım" adı verilen karma maddeler oluştururlar. Saf metaller yumuşaktır ve mekanik özellikleri yetersizdir. Bu nedenle diş hekimliğinde, çoğunlukla alaşımlar halinde kullanılırlar ve böylelikle metallerin mekanik özellikleri istenilen seviyeye getirilmiş olur.¹

Değerli metallerin artan maliyetleri, diş hekimliğinde kullanılan döküm restorasyonların tüm tiplerinde baz metal alaşımlarının kullanımına ilgiyi arttırmıştır. Bu alaşımlar, alaşım bileşimi, dayanıklılığı, sertliği, özgül ağırlığı, erime sıcaklığı ve döküm büzülmesi gibi özellikleri yönünden soy metal alaşımlarından oldukça farklıdır.^{2,3}

Döküm işlemi sırasında, revetman içerisindeki boşluğu doldurmak için gerekli olan miktardan daha fazla metali eritilmesi gerekmektedir.⁴ Birçok protez laboratuvarında, maliyeti azaltmak için yüksek soy ala-

* Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Erzurum

**Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Rize

*** Ağrı İbrahim Çeçen Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Ağrı



şımları ve soy alaşımlarının,⁵⁻¹¹ hatta kıymetsiz metal alaşımlarının¹¹⁻¹⁶ önceki dökümlerinden uzaklaştırılan döküm konileri ve tijler, üreticilerden alınan yeni metaller ile birleştirilerek tekrar kullanılmaktadırlar. Ancak tekrar eritme/döküm işleminin özellikle temel metal alaşımlarının mikro-yapılarında büyük değişikliklere neden olduğu, bu değişikliklerin ise alaşımların fiziksel ve mekanik özelliklerinde bozulmaya yol açabileceği bildirilmiştir.¹⁷ Tekrarlanan döküm işleminin alaşımların kimyasal bileşimini de değiştirebileceği ifade edilmiştir.^{7,8}

X-ışınları Floresan (XRF) spektroskopisi, elementel analiz ve kimyasal analiz amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Kısa analiz süresi, duyarlılık, kullanım kolaylığı, hasarsız inceleme ve düşük fiyatlı ekipmanlarla gerçekleştirilebilme XRF spektroskopisi yönteminin avantajlarıdır.¹⁸

X-ışınlarına maruz kalan malzemelerin atomları iyonize olurlar. İyonize olan atomlar bir veya daha fazla sayıda elektron kaybederler. Yüksek enerjili x-ışınları atomların daha içteki yörüngelerinden elektronların koparılmasını sağlayabilir. İç yörüngeden elektron yitirilmesi bu yörüngede bir boşluk oluşmasına ve üst yörüngelerdeki elektronların bu boşluğu doldurmasına neden olmaktadır. Bu durumda iki yörünge arasındaki enerji farkına karşılık gelecek şekilde foton biçiminde enerji açığa çıkar. Bu ışımaya malzemede bulunan atomların karakteristik enerjisine sahip radyasyon biçiminde gerçekleşir. Bu enerjilerin tespit edilmesi ile malzeme niceliksel ve niteliksel olarak karakterize edilir.¹⁸

Bu çalışmanın amacı, fakültemizde çalışmakta olan altı farklı protez laboratuvarında hazırlatılan iskelet protez örneklerin bileşimlerini XRF spektroskopisi ile değerlendirmektir.

MATERYAL ve METOD

Çalışmada kısmi dişsiz bir hastanın alt çenesinden fabrikasyon ölçü kaşığı yardımıyla irreversible hidrokoloid ölçü maddesi (Alginoplast®, Fast Set, Heraeus, Netherlands) ile alınan ölçü içerisine sert alçı (Hera, Moldano, Heraeus, Germany) dökülerek model elde edildi. Hazırlanan modelden elde edilen dublikat modeller, altı değişik protez laboratuvarına farklı zaman dilimlerinde gönderilerek iskelet protezler hazırlatıldı (Resim 1).

Farklı laboratuvarlarda hazırlatılan iskelet örnekler XRF spektroskopisi ile değerlendirilerek mevcut bileşimleri belirlendi (Resim 2). Daha sonra labora-

tuvarların metal iskelet dökümünde kullandıkları metal alaşımlarının orijinal bileşimleri öğrenilerek XRF spektroskopisi ile belirlenen bileşimlerle karşılaştırıldı.



Resim 1. Hazırlanan iskelet protezlerden bir örnek.



Resim 2. Değerlendirmede kullanılan alet.

BULGULAR

XRF spektroskopisi ile değerlendirilen iskelet protez örneklerin mevcut bileşimleri Tablo 1’de gösterilmiştir.

Tablo 1 incelendiğinde;

- Kobalt (Co) elementi; en fazla 3. laboratuvarında hazırlanan, en az 2. laboratuvarında hazırlanan,
- Krom (Cr) elementi; en fazla 5. laboratuvarında, en az 1. laboratuvarında hazırlanan,
- Molibden (Mo) elementi ise; en fazla 2. laboratuvarında, en az ise 1. laboratuvarında hazırlanan iskelet protez örneklerde tespit edilmiştir.

Mangan (Mn) elementi 4. ve 5. laboratuvarlarda hazırlanan örneklerde, niobyum (Nb) elementi yalnızca 2. laboratuvarında hazırlanan, bakır (Cu), Nikel (Ni) ve Titanyum (Ti) elementleri tüm laboratuvarlarda hazırlanan iskelet protez örneklerde mevcut iken Wolfram (Tungsten (W)) elementi ise, 2. laboratuvar dışındaki diğer beş laboratuvarında hazırlatılan iskelet protez örneklerde saptanmıştır. Allerjik etkiye sahip olduğu bili-

nen Ni elementinin 1. laboratuvarda hazırlanan iskelet protez örnekte diğer laboratuvarlarda hazırlananlardan çok fazla olduğu belirlenmiştir.

1. Laboratuvarda hazırlanan iskelet protez örnek ile normalde kullanılan metal alaşımının (Wironit ®; Bego Dental, Germany) bileşimi karşılaştırıldığında (Tablo 2); Co ve Mo elementleri normalden fazla, Cr elementi ise normalden az olarak tespit edilmiştir. Normal bileşimde bulunan Si, C ve Mn elementleri bileşimde tespit edilmezken, Cu, Ni, Ti, ve W gibi farklı elementler bileşimde % 0.5' den fazla oranda saptanmıştır.

2. Laboratuvarda hazırlanan iskelet protez örnek ile normalde kullanılan metal alaşımının (Nodelco 41; Turkey) bileşimi karşılaştırıldığında (Tablo 3); Co ve Mo elementleri normalden fazla, Cr elementi ise normalden az olarak tespit edilmiştir. Normal bileşimde olması gereken Si ve C elementleri bileşimde görülmezken, Cu, Ni, Ti, ve Nb gibi farklı elementler bileşimde % 0.5' e yakın oranda belirlenmiştir.

3. Laboratuvarda hazırlanan iskelet protez örnek ile normalde kullanılan metal alaşımının (Meganium NF; Megadental, Germany) bileşimi karşılaştırıldığında (Tablo 4); Co ve Mo elementleri normalden fazla, Cr elementi ise normalden az olarak tespit edilmiştir. Normal bileşimde olması gereken Fe, Mn, Si ve C elementleri bileşimde tespit edilmezken; Cu, Ni, Ti, ve W gibi farklı elementler bileşimde % 0.37 oranında tespit edilmiştir.

4. Laboratuvarda hazırlanan iskelet protez örnek ile normalde kullanılan metal alaşımının (Magnum H60, MESA, Italy) bileşimi karşılaştırıldığında (Tablo 5); Co elementi normalden fazla, Cr ve Mo elementleri ise normalden az, Mn elementi ise % 0.04 oranında saptanmıştır. Normal bileşimde olması gereken Fe, Si ve C elementleri bileşimde belirlenmezken, Cu, Ni, Ti, ve W gibi farklı elementler % 0.5' e yakın oranda tespit edilmiştir.

5. Laboratuvarda hazırlanan iskelet protez örnek ile normalde kullanılan metal alaşımının (Deloro Stellite; DNV, Norway) bileşimi karşılaştırıldığında (Tablo 6); Co ve Mo elementleri normalden fazla, Cr elementi ise normalden az olarak, maksimum % 0.1 oranında bulunması gereken Ni elementi, % 0.05 oranında saptanmıştır. Normal bileşimde olması gereken Fe, Si ve C elementleri bileşimde tespit edilmezken; Cu, Mn, Ni, Ti, ve W gibi farklı elementler % 0.35 oranında tespit edilmiştir.

6. Laboratuvarda hazırlanan iskelet protez örnek ile normalde kullanılan metal alaşımının (CASTCC; Dentindex, Germany) bileşimi karşılaştırıldığında (Tablo 7); Co ve Mo elementleri normalden fazla, Cr elementi ise normalden az olarak, normal bileşimde olması gereken Fe, Mn, Si ve C elementleri bileşimde tespit edilmezken; Cu, Ni, Ti, ve W gibi farklı elementler bileşimde % 1' den fazla oranda saptanmıştır.

Tablo 1. XRF spektroskopisi ile analiz edilen metal iskelet örneklerin bileşimleri.

	1. Laboratuvar	2. Laboratuvar	3. Laboratuvar	4. Laboratuvar	5. Laboratuvar	6. Laboratuvar
Co	73.51	72.23	74.94	74.04	74.15	74.59
Cr	15.78	18.68	18.33	19.49	19.78	17.14
Mo	5.46	8.09	6.35	5.96	5.71	7.18
Cu	0.16	0.06	0.16	0.10	0.06	0.19
Mn	—	—	—	0.04	0.06	—
Ni	3.83	0.21	0.05	0.05	0.05	0.05
Ti	0.09	0.13	0.10	0.16	0.16	0.07
Nb	—	0.60	—	—	—	—
W	1.17	—	0.06	0.16	0.02	0.77

Tablo 2. 1. Laboratuvarın metal iskelet dökümünde kullandığı metal alaşımının orijinal bileşimi.

Kobalt	Krom	Molibden	Silisyum	Karbon	Mangan
% 64	% 28.6	% 5	% 1	% <1	% <1

Tablo 3. 2. Laboratuvarın metal iskelet dökümünde kullandığı metal alaşımının orijinal bileşimi.

Kobalt	Krom	Molibden	Silisyum	Karbon	Diğerleri
Dengeleyici (% 62)	% 29	% 5.9	%2	max. % 0.5	% <1

Tablo 4. 3. Laboratuvarın metal iskelet dökümünde kullandığı metal alaşımının orijinal bileşimi.

Kobalt	Krom	Molibden	Demir	Mangan	Silisyum	Karbon
% 63	% 29	% 5-6	% <0.1	% <0.5	% <0.7	% <0.4

Tablo 5. 4. Laboratuvarın metal iskelet dökümünde kullandığı metal alaşımının orijinal bileşimi.

Kobalt	Krom	Molibden	Diğerleri (C, Si, Fe, Mn)
% 63	% 29	% 6.5	% 1.5

Tablo 6. 5. Laboratuvarın metal iskelet dökümünde kullandığı metal alaşımının orijinal bileşimi.

Kobalt	Krom	Molibden	Karbon	Nikel	Demir	Silisyum	Diğer
Dengeleyici (% 62)	% 30	% 5.5	max. % 0.5	max. % 0.1	max. % 0.7	% 1.5	% 0.5

Tablo 7. 6. Laboratuvarın metal iskelet dökümünde kullandığı metal alaşımının orijinal bileşimi.

Kobalt	Krom	Molibden	Si, Fe, Mn, C
% 63	% 29	% 6	% 2

TARTIŞMA

Elementlerin alaşımdaki oranları son derece önemli olup, sadece fiziksel özellikleri etkilemekle kalmaz, aynı zamanda biyolojik uyum üzerinde de önemli etkisi vardır.¹⁹⁻²⁵

Günümüzde ekonomik nedenlerden dolayı laboratuvarlar, döküm işlemlerinden arta kalan alaşımları tekrar kullanmaktadırlar. Artık alaşımların fazla oranda kullanılması tamiri mümkün olmayan hatalara neden olabilmektedir.¹⁶ Tekrarlanan döküm işlemiyle birlikte, orijinal alaşımın bileşiminde düşük yüzdelerde bulunan önemli bazı ikincil elementler, eritme sırasında buharlaşma ve/veya oksidasyon yoluyla azalabilmekte veya kaybolabilmektedir.^{7,8,11,26,27} Tekrarlanan eritmeler sırasında soy metal alaşımlarından sırasıyla altın, bakır, çinko, demir, gümüş, indiyum ve kalay, temel metal alaşımlarından krom, saf titanyumdan ise titanyum azalmaktadır. Laboratuvarlar tarafından hazırlanan örneklerin bileşimleri orijinal bileşim ile karşılaştırıldığında; bütün iskelet protezlerde kobalt oranında artma, krom oranında azalma görülmüş (Tablo 1), 1. ve 3. laboratuvarın hazırladığı örneklerde Mn elementinin

kaybolduğu saptanmıştır. Ayrıca Ti gibi orijinal bileşimde bulunmayan bazı elementler analiz sonucunda tespit edilmiştir. Bu durum artık metal kullanımına bağlanabilir.

Metallerin fiziksel/mechanik özellikleri, metalik kristal yapı ve metalik bağlarla ilişkilidir.²⁸ Alaşımlar kristal bir yapıya sahiptirler. Katı bir alaşım mikroskop altında incelenirse, bu kristaller (taneler) net olarak görülebilir. Tanelerin boyutu alaşımın özellikleri için önemlidir ve genellikle küçük tane boyutu tercih edilir.²⁹ Yeniden döküm işlemi ile erime ve katılaşma olayları tekrarlanmakta ve yeni tane boyutu, ilk dökümdekine oranla farklı olabilmektedir.²⁶ Dökümlerdeki ince tane yapısının mekanik özelliklerden çekme direnci ve uzama değerleri üzerinde önemli oranda ve olumlu yönde etkilere sahip olduğu; sertlik ve gerilme direnci üzerinde ise daha az etkili olduğu belirtilmektedir.^{28,30} Faz yapısının direnç/dayanıklılık üzerindeki etkisi karmaşıktır. Bu etki ikinci fazın yapısına, bileşimine ve diğer fazlar boyunca dağılımına bağlıdır.³⁰ Tekrarlanan döküm işlemiyle birlikte tane boyutunun

büyümesi, döküm defektlerinin^{7,8} ve inklüzyonların⁸ artması gibi olumsuz mikroyapısal değişiklikler, alaşımların mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir. Az miktardaki mikroporozite, uzama değerlerini önemli ölçüde azaltırken gerilme direnci, elastisite modülü ve çekme direnci değerleri üzerinde daha sınırlı etki göstermektedir.²⁸

American Dental Association (ADA)'nın 14 no'lu spesifikasyonunda metal alaşımlarının içindeki Cr, Co, Ni elementlerinin alaşımın ağırlık olarak %85'inden daha az olmaması gerektiği, bu orandan uzaklaşıldığında, fiziksel özelliklerin olumsuz etkileneceği belirtilmektedir.³⁰

Hesby ve arkadaşları¹³ artık metal kullanımının kıymetsiz metal alaşımlarının fiziksel özelliklerine etkisini inceledikleri araştırmalarında, artık metal kullanımının metalin gerilim oranlarında, elongation yüzdesinde ve sertlik özelliklerinde istatistiksel olarak fark oluşturmadığını, metallerin en az dört defa döküm işleminde kullanılabileceğini ifade etmişlerdir. Henrique ve arkadaşları²⁹ ise Cr-Co alaşımlarında artık metalin yarı yarıya kullanılmasının iskelet yapı üzerinde yorgunluk dayanıklılığını olumsuz yönde etkilendiğini vurgulamışlardır.

Aksoy ve arkadaşları³¹ yaptıkları çalışmada değişik oranlarda artık metal karıştırarak elde ettikleri döküm örneklerin yüzeylerini Scanning Electron Microscope (SEM) ve X-ray prop element analizleri ile incelemişlerdir. Yeni alaşım ile yapılan dökümlerde homojen, düzenli bir görünüm izlerken, artık alaşım ilave edildikçe döküm örneğin yüzey netliğinin bozulduğunu, Ni ve Cr atom sayılarının ise azaldığını tespit etmişlerdir.

Bölümlü protez iskelet dökümlerinde kullanılan krom-kobalt alaşımları için farklı döküm yöntemleri kullanılabilir. Özellikle gaz-hava alevi kullanıldığında, her eritme sırasında, daha düşük sıcaklıkta eriyen bileşenler yanma ve/veya buharlaşma eğilimi gösterirler.^{7,8} Çalışmada da bazı elementlerin hazırlanan iskelet protezlerde tespit edilememesi bu elementlerin yanmış veya buharlaşmış olmasına bağlanabilir.

Döküm şartlarının yerine getirilmemesi veya alaşımın birkaç defa döküm işleminde kullanılması durumunda, alaşımın korozyona eğilimde artma, fiziksel özelliklerinde azalma, alerjik veya sitotoksik etki meydana getirme ihtimali artmaktadır.¹⁴ Protez teknisyenleri için bir meslek hastalığı olan pnömokonyoz kuvars, karbon ve metal tozları başta olmak üzere laboratuardaki çeşitli malzemelere maruz

kalınması neticesinde yaygın olarak görülmektedir.³² Yapılan çalışmalarda elde edilen bulgulara dayanılarak tekrarlanan döküm işleminden kaçınılması gerektiği ifade edilmektedir.³³⁻³⁶

KAYNAKLAR

1. Açıkgöz O. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Erzurum, 1996. p. 195-198.
2. O'Brien WJ. Dental Materials: Properties and Selections. Quintessence Publishing Co, Chicago, 1989. p. 363-7.
3. Baran İ, Nalçacı R. Dişhekimliğinde kullanılan materyaller ve alerjik reaksiyonlar. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2007;Suppl.:26-32.
4. Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. J Prosthet Dent 1973;30 4 Pt 1:424-31.
5. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniv. Basımevi, Ankara, Bölüm 1993. p. 19.
6. Jochen DG, Caputo AA, Matyas J. Reuse of silver-palladium ceramic metal. J Prosthet Dent 1991; 65: 588-91.
7. Reisbick MH, Brantley WA. Mechanical property and microstructural variations for recast low-gold alloy. Int J Prosthodont 1995; 8: 346-50.
8. Ayad MF. Compositional stability and marginal accuracy of complete cast crowns made with as-received and recast type III gold alloy. J Prosthet Dent 2002; 87: 162-6.
9. Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. J Prosthet Dent 2005; 94: 430-4.
10. Viennot S, Lissac M, Malquarti G, Dalard F, Grosgeat B. Influence of casting procedures on the corrosion resistance of clinical dental alloys containing palladium. Acta Biomaterialia 2006; 2: 321-30.
11. Peraire M, Martinez-Gomis J, Anglada JM, Bizar J, Salsench J, Gil FJ. Effects of recasting on the chemical composition, microstructure, microhardness, and ion release of 3 dental casting alloys and titanium. Int J Prosthodont 2007; 20: 286-8.



12. Al-Hiyasat AS, Darmani H. The effects of recasting on the cytotoxicity of base metal alloys. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 158-63.
13. Hesby DA, Kobes P, Garver DG, Pelleu GB. Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. *J Prosthet Dent* 1980; 44: 291-3.
14. Nelson DR, Palik JF, Morris HF, Comella MC. Recasting a nickel-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 122-7.
15. Özdemir S, Arıkan A. Effects of recasting on the amount of corrosion products released from two Ni-Cr base metal alloys. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1998; 6: 149-53.
16. Nalbant D, Yaluğ S, Gürbüz R. Tekrarlanan dökümün tek parça bölümlü protez alaşımlarının mekanik özelliklerine etkisi. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2002; 19: 9-14.
17. Leinfelder KF, Lemons JE. *Clinical Restorative Materials and Techniques*. Lea and Febiger, Philadelphia, Chapters 4 1988: p.119-121,136, 270.
18. Mei Y, Ma MX, Nie ZR. The element determination of six samples of petal powders by using XRF spectrometry. *Guang Pu Xue Yu Guang Pu Fen Xi* 2012;32:1969-71.
19. Dharmar S, Rathnasamy J, Swaminathan TN. Radiographic and metallographic evaluation of porosity defect and grain structure of cast chromium cobalt removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 369-73.
20. Kotake M, Wakabayashi N, Ai M, Yoneyama T, Hamanaka H. Fatigue resistance of titanium-nickel alloy cast clasps. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 547-32.
21. Lassila L V J, Vallittu P K. Effect of water and artificial saliva on the low cycle fatigue resistance of cobalt-chromium dental alloy 1998; 80: 708-13.
22. Karaağaçlıoğlu L, Hasanreisioğlu U, Akören AC, Keskin Y. Kıymetsiz metal alaşımlarında tekrarlanan dökümlerin alaşımların bileşimine etkisi. *A Ü Diş Hek Fak Derg* 1991; 18: 179-83.
23. Asgar K, Arfaei AH. Castability of crown and bridge alloys. *J Prosthet Dent*. 1985; 54(1): 60-3.
24. Baran GR. The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 113-6.
25. Kelly CR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 363-70.
26. Horasawa N, Marek M. The effect of recasting on corrosion of a silver palladium alloy. *Dent Mater* 2004; 20: 352-7.
27. Tuccillo JJ, Lichtenberger H, Nielsen JP. Composition stability of gold base dental alloys for different melting techniques. *J Dent Res* 1974; 53: 1127-31.
28. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig' s Restorative Dental Materials. 12th ed. St. Louis: CV Mosby Co; 2006. p. 57-70, 133-5, 363- 93.
29. Henrique GEP, Consani S, Almeida Rollo J.MD, Silva FA. Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1997;78:146-52.
30. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials Properties and Manipulation*. 8th ed. St. Louis: CV Mosby Co; 2004. p. 27, 238, 47.
31. Aksoy G, Örgen V, Bıçakçı A. Farklı eritme yöntemlerinin yeni baz metal alaşımları ile bunlara değişik oranlarda artık alaşım karıştırılmış olanlarının yüzey niteliği ve sertlikleri üzerindeki etkilerinin karşılaştırılması. *Ege Diş Hek Fak Derg* 1995;16:144-51.
32. Özdemir Doğan D, Özdemir AK, Polat NT, Dal U, Gümüş C, Akkurt İ. Prevalence of respiratory abnormalities and pneumoconiosis in dental laboratory technicians. *Tüberküloz ve Toraks Derg* 2010; 58: 135-1.
33. Strandman E, Lockwandt P. Equipment for standardizing casting of Co-Cr alloys in dentistry. *Odont Revy* 1975;27:145-154.
34. Philips WR. *Elements of dental materials*. Chapter: 8, WB Saunders Company, 1977.
35. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 351-63.
36. Kurtulmuş S, Aydın K. Tekrarlanan döküm işleminin dental alaşımların mekanik özelliklerine etkisi. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg* 2008; 11: 126-33.

Yazışma Adresi:

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Rize
e mail: zyesil@hotmail.com

