

T.C.  
İstanbul Üniversitesi  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Danışman: Prof.Dr.Senih Çalikkocaoğlu

48997.

**KROM-KOBALT VE TİTANYUMDAN DEĞİŞİK  
YÖNTEMLERLE DÖKÜLEN KAİDE PLAKLARININ ANA  
MODELLERE UYUMUNUN ARAŞTIRILMASI**

T 48997

Didem Özlem İnce  
Dişhekimisi

Dişhekimliği Doktoru  
(Dr.Med.Dent)  
Ünvanını Kazanmak İçin  
İ.Ü.Dişhekimli Fakültesi'nde sunulan  
DOKTORA TEZİ

T.C. YÜKSEKÖRETİM KURULU  
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

İstanbul - 1995

Değerli hocam Prof.Dr.Senih Çalikkocaoğlu'na ve bilim dalımızın tüm öğretim üyelerine,

Örneklerimden kesit alınmasını mümkün kılan Marmara Araştırma Merkezi'ne ve Teknisyen Ömer Güneş'e,

Ölçümlerin elde edilmesi için bilgilerinden yararlandığım ve ölçüm düzeneğini gerçekleştiren Doç.Dr.Hulusi Özkul ve Teknisyen Mehmet Yazır'e,

Çalışmanın istatistiksel değerlendirmesini yönlendiren Doç.Dr.Tongalp Tezel ve MS.Cihan Karasinir'e,

Eşime ve aileme,

teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
TABLO, ŞEKİL VE RESİMLERİN LİSTESİ .....	II
1. GİRİŞ .....	1
1.1. Araştırma konusunun tanımlanması .....	2
1.2. Konuyla ilgili çalışmalar .....	4
1.2.1. Metal döküm nedir? .....	4
1.2.2. Protez kaide maddesi olarak kullanılan metal alaşımlar .....	5
1.2.2.1. Tarihçe .....	5
1.2.2.2. Krom-Kobalt ve altın alaşımlar .....	7
1.2.2.3. Titanyum .....	11
1.2.2.3.1. Titanyumun özellikleri .....	13
1.2.3. Döküm büzülmesi .....	21
1.2.4. Dökümü etkileyen faktörler .....	22
1.2.4.1. Döküm yolları .....	22
1.2.4.2. Metal alaşımın cinsi .....	23
1.2.4.3. Revetmanın tipi ve hazırlanış şekli .....	25
1.2.4.4. Mum maketin hacmi ve dizaynı .....	23
1.2.4.5. Manşetin ısıtılması .....	29
1.2.4.6. Döküm sistemleri .....	29
1.2.4.6.1. Metal alaşımların eritme yöntemleri .....	30
1.2.4.6.2. Döküm makineleri .....	30
1.2.4.6.3. Titanyum döküm teknolojisi .....	41
1.3. Amaç .....	48
2. GEREÇ VE YÖNTEM .....	49
2.1. Örneklerin hazırlanması .....	50

2.2. Dökümlerin elde edilmesi	56
2.3. Örneklerden kesitlerin alınması	60
2.4. Ölçüm yapılması	63
3. BULGULAR	66
3.1. Asetilen-oksijen ısı kaynaklı, santrifüj döküm makinesi kullanılarak Cr-Co metal alaşımından elde edilen metal kaide plaklarına ait bulgular	67
3.2. İndüksiyon ısı kaynaklı, santrifüj döküm makinesi kullanılarak Cr-Co metal alaşımlarından elde edilen metal kaide plaklarına ait bulgular	69
3.3. İndüksiyon ısı kaynaklı, vakum-basınçlı döküm makinesi kullanılarak, Cr-Co metal alaşımlarından elde edilen metal kaide plaklarına ait bulgular	71
3.4. Titanyumdan elde edilen metal kaide plaklarına ait bulgular	76
4. TARTIŞMA	84
SONUÇLAR	104
ÖZET	105
SUMMARY	107
KAYNAKLAR	109
ÖZGEÇMİŞ	123

## **TABLO, ŞEKİL VE RESİMLERİN LİSTESİ**

	<u>Safya</u>
Tablo 1 : Asetilen-oksijen eritme - santrifüj döküm makinesi ile elde edilen Cr-Co metal kaide plakları ile alçı modelleri arasında 15 ayrı noktada elde edilen (a-p) mesafeler ve ortalama değerleri.....	68
Tablo 2 : İndüksiyon eritme - santrifüj döküm makinesi ile elde edilen Cr-Co metal kaide plakları ile alçı modeller arasında 15 ayrı noktada elde edilen (a-p) mesafeler ve ortalama değerleri.....	70
Tablo 3 : İndüksiyon eritme - vakum-basınç döküm makinesi ile elde edilen Cr-Co metal kaide plakları ile alçı modelleri arasında 15 ayrı noktada elde edilen (a-p) mesafeler ve ortalama değerleri.....	73
Tablo 4 : Titanyumdan elde edilen metal kaide plakları ile alçı modelleri arasındaki mesafeler ve ortalama değerleri.....	77
Tablo 5 : Asetilen-oksijen, santrifüj döküm makinesi ile indüksiyon, santrifüj döküm makinesi kullanılarak elde edilen metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliğin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	80
Tablo 6 : Asetilen-oksijen, santrifüj döküm makinesi ile indüksiyon, vakum-basınç döküm makinesi kullanılarak elde edilen metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliğin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	80

Tablo 7 : Asetilen oksijen, santrifüj döküm makinesi kullanarak Cr-Co'dan elde edilen metal kaide plakları ile titanyumda elde edilen metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliklerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	81
Tablo 8 : İndüksiyon eritmeli, vakum-basınç döküm makinası kullanılarak elde edilen Cr-Co metal kaide plakları ile titanyumdan elde edilen metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliğin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	81
Tablo 9 : İndüksiyon eritmeli, santrifüj döküm makinesi ile indüksiyon eritmeli, vakum-basınç döküm makinesi kullanılarak elde edilen Cr-Co metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliklerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	82
Tablo 10 : İndüksiyon eritmeli santrifüj döküm makinesi kullanılarak elde edilen Cr-Co metal kaide plakları ile titanyumdan elde edilen metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliğin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	82
Tablo 11 : Farklı yöntemlerle Cr-Co metal alaşımlarından elde edilen metal kaide plakları ile titanyumdan elde edilen metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliğin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	83
Şekil 1 : Ön-arka yönde elde edilen kesitlerde ölçüm noktalarının şematik gösterimi.....	63
Şekil 2 : Sağ-sol yönde elde edilen kesitlerde ölçüm noktalarının şematik gösterimi.....	64
Şekil 3 : Cr-Co metal alaşımından farklı yöntemlerle elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile arasındaki mesafeleri (ön-arka yöndeki kesitlerde).....	74

Şekil 4 : Cr-Co metal alaşımından farklı yöntemlerle elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile arasındaki mesafeleri (sağ-sol yöndeki kesitlerde).....	75
Şekil 5 : Cr-Co ve titanyumdan elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile arasındaki mesafeleri (ön-arka yöndeki kesitlerde).....	78
Şekil 6 : Cr-Co ve titanyumdan elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile arasındaki mesafeleri (sağ-sol yöndeki kesitlerde).....	79
Resim 1: Silikon matris, kullanılan Tip IV sert alçı ve bu alçıdan elde edilen model.....	52
Resim 2: Çalışmamızda Cr-Co alaşımlarından elde edilen metal kaide plaklarının yapımı için kullanılan revetman ve kullanılan Cr-Co metal alaşımı.....	52
Resim 3: Revetman model üzerine yapılan modelaj; modelaj işlemi esnasında kullanılan döküm mumu.....	55
Resim 4: Asetilen-oksijen eritmeli-santrifuj döküm makinesi.....	55
Resim 5: İndüksiyon eritmeli-santrifuj döküm makinesi.....	57
Resim 6: İndüksiyon eritmeli-Vakum basınçlı döküm makinesi.....	57
Resim 7: Saf titanyumdan elde edilen metal kaide plaklarının yapımında kullanılan revetman ve metal.....	59
Resim 8: Titanyum dökümlerin elde edilmesinde kullandığımız argon gazı koruması altında ark eritmeli vakum-basınçlı döküm makinesi.....	59
Resim 9: Polyester içerisine gömülen metal kaide plağı.....	61

- Resim 10: Örneklerden kesit almak için kullanılan su soğutmalı elmas diskli, seramik kesme aleti..... 61
- Resim 11: Örneklerden kesit almak için kullanılan su soğutmalı elmas diskli seramik kesme aleti..... 62
- Resim 12: Ölçüm için kullanılan optik mikrometre..... 62
- Resim 13-14: Ölçüm işlemlerinin yapılabilmesi için gerçekleştirilen düzenek..... 65
- Resim 15: İndüksiyon eritmeli, vakum-basınç döküm yöntemi ile Cr-Co metal alaşımından elde edilen defektli metal kaide plakları..... 72





## **1. GİRİŞ**

## 1.1. ARAŞTIRMA KONUSUNUN TANIMLANMASI

Hem total hem de parsiyel dişsizlik vakalarında, elde edilecek olan protezlerin memnuniyet verici olabilmesi ve hem hastanın hem de diş hekiminin yüzünü güldürebilmesi için, tutuculuklarının iyi olması gerekir. Tutuculuğu etkileyen başlıca faktörlerden biri de protez kaide plağı ile altındaki doku arasındaki mesafedir. Diğer bir deyişle protez kaide plağı ile altındaki doku arasındaki mesafe ne kadar az ise, elde edilecek protezin retansiyonu da o kadar iyi olacaktır.

Uzun yıllardan beri protez kaidesinin dokularla olan uyumunun önemi bilindiğinden, istenen ölçülerde adaptasyonun sağlanabilmesi için sadece kaide maddelerinin özellikleri üzerinde değil, aynı zamanda ölçü maddelerinin doğruluğu ve boyutsal değişikliği, çalışma modellerinin elde edilmesinde kullanılan alçıının özelliklerinin geliştirilmesi ve alçı modellerdeki boyutsal stabilite, protez kaide maddelerinin yapım teknikleri gibi birçok alanda araştırmalar yapılmış, daha retantif protez yapımı için hem malzemelerin hem de yapım sistemlerinin geliştirilmesine çalıŐılmıŐtır.

Hareketli protez uygulamalarında, protez kaide maddesi olarak akrilik reçinelerin yanısıra metal ve alaşımları (özellikle hareketli parsiyel protezlerin yapımında) da kullanılmaktadır.

Metal kaide plaklarının yapımında bugüne kadar farklı metal ve alaşım-

ları ve döküm sistemleri kullanılmış, daha hassas dökümlerin elde edilebilmesi için döküm işleminin her basamağında, gerek kullanılan malzemelerde ve gerekse uygulanan teknikler üzerinde gelişmelere yönelik çalışmalar yapılmıştır.

Hareketli protez uygulamalarında, metal kaide plağı yapımında yaygın olarak Cr-Co alaşımları kullanılmakta ve klinik koşullarda kabul edilebilir ölçülerde boyutsal değişiklik gösterdiği belirtilmektedir. Bununla birlikte diş hekimliğine ilk olarak implant materyali olarak giren Titanyum, son yıllarda uygun döküm sistemlerinin geliştirilmesiyle protetik diş hekimliğine yeni döküm metali olarak tanıtılmıştır.

Biz çalışmamızda diş hekimliğine krom-kobalt alaşımlarına alternatif döküm metali olarak giren hafif, buna karşın dirençli, mükemmel doku dostu, korozyon direnci ve düşük elastisite modülü gibi hem sabit hem de hareketli protez uygulamalarında arzu edilen özelliklere sahip olduğu belirtilen saf titanyumdan elde edilen metal kaide plakları ile krom-kobalt alaşımlarından elde edilen metal kaide plaklarından hangisinin ana modele daha iyi intibak ettiğini araştırmak ve bu arada farklı döküm yöntemlerinin de bu konudaki katkısını incelemek istedik.

## 1.2. KONUyla İLGİLİ ÇALIŞMALAR

### 1.2.1. METAL DÖKÜM NEDİR?

Genel anlamıyla metal döküm, erimiş metalin hazırlanan kalıp boşluğu içerisine dökülmesi ve sıvı haldeki metalin bu boşluk içerisinde katılaşılarak boşluğun şeklini almasıdır. Endüstride sıklıkla uygulanan sistem budur(36).

Diş hekimliğinde uygulanan döküm sistemleri temelde aynı prensibe dayanmakla birlikte, elde edilecek dökümlerin daha hassas ve şahsa özel olması istendiğinden, kalıp boşluğu hazırlanmasında "kaybolan mum" tekniği uygulanır(21,46,66,83).

Diş hekimliğinde metal döküm, dökümü istenen restorasyonun münden maketinin hazırlanması, bu mum maketin revetman içerisine yerleştirilerek kalıp elde edilmesi, revetman kalıp içerisindeki mum maketin eritilip yok edilmesinin sağlanmasıyla mum maketin şeklini muhafaza eden kalıp boşluğunun hazırlanması ve bu boşluğun içerisine erimiş metalin herhangi bir kuvvetle (bu merkezkaç kuvveti veya hava ve/veya vakum basıncı olabilir) itilmesi esasına dayanır(66,83).

Metal dökümlerde, "kaybolan mum" tekniğinin ilk olarak ne zaman kullanıldığını belirlemek güçtür. Bununla birlikte kaynaklar diş hekimliğindeki ilk dökümlerin 20 yy.'ın başlarında yapıldığını göstermektedir. Temel fikir ilk olarak

1897 yılında Dr.Philbrook tarafından ortaya atılmıştır(46,66). Fakat William Taggart'ın 15 Ocak 1907 yılında altın döküm inley restorasyonlarının yapımı üzerine New York Odontoloji grubuna sunduğu bildiri ve demostrasyon diş hekimliğinde mum eritme tekniğinin ilk uygulaması olarak bilinir(98). Taggart tarafından hassas inley dökümlerinin yapımında kullanılan döküm makinesi ve teknik, daha sonra karmaşık inleylerde, sabit ve hareketli parsiyel protezlerde kullanılmıştır(66,83). Bu teknik, diş hekimliğinde büyük bir teknolojik gelişme olarak bilinmesine rağmen teknikle ilgili problemlerin çözülmesi 30 yılı almıştır(66).

Günümüzde kaybolan mum tekniği esasına dayanan döküm sistemi, farklı döküm makinelerinin de geliştirilmesiyle kuron, köprü, hareketli protezler ve diğer tüm diş hekimliği dökümlerinin yapım işleminin vazgeçilmez bir parçası olmuştur(66).

## 1.2.2. PROTEZ KAİDE MADDESİ OLARAK KULLANILAN METAL ALAŞIMLAR

### 1.2.2.1. TARİHÇE

Tarihte, hareketli protez yapımında Hindistan cevizi kabuğundan, su aygırı dişine, öküz femurundan, sert meyve ağacına kadar birçok madde kullanılmıştır(116).

1756 yılında Pfaff tarafından ilk alçının keşfiyle birlikte çalışma modellerinin elde edilmesi, 1757 yılında Bourdet tarafından altının (döküm işlemi yapılmadan sadece şekil vermek suretiyle) protez kaide maddesi olarak kullanımına olanak vermiştir. Ayrıca kalay (Hudson 1820) ve gümüş veya altınla kaplanmış

kalay (Royce 1836) metal protez kaide maddesi olarak kullanılmıştır(116).

Ancak bu metal ve alaşımlarının protez kaide maddesi olarak kullanım şekli ve yapım işlemleri günümüzdeki kullanımlarından çok farklıdır.

Altın ve alaşımlarının hareketli protezlerde bugünkü anlamda kullanımını Taggart tarafından tanımlanan döküm tekniğinin gelişmesiyle yaygınlaşmıştır(21,66,83). Ancak saf altın diş hekimliği restorasyonları için gerekli özelliklere sahip olmadığından, alaşımın direncini arttırmak için sıklıkla gümüş ve platinium saf altın içerisine katılmıştır.

Diş hekimliğindeki altın alaşımları, 1927 yılında ADA spesifikasyonları tarafından 4 gruba ayrılmıştır. Hareketli protez uygulamalarında Tip IV altın alaşımı önerilmiştir(21,33,83).

Alüminyum, 1867 yılının başlarında protez kaide maddesi olarak tanıtılmış, ancak daha sonraları ağız içinde kullanımının uygun olmadığı belirtilmiştir. 1969 yılında D214 adıyla üretilen alüminyum alaşım (% 3.75 Mg - % 99.95 Al) ise diş hekimliğinde kullanım alanı bulmuştur(47).

Borsoum ve arkadaşları(5) alüminyum kaide plakları ile akrilik kaide plaklarının modele uyumunu araştırmış, alüminyum kaide plaklarının adaptasyonunun daha iyi olduğunu göstermiştir.

Gillette ve arkadaşları(42), alüminyum kaide plaklarının ucuz ve yapımının kolay olmasına karşın, ağızda metalik tad oluşturduğunu ve distorsiyonlara karşı altın ve Cr-Co kadar dirençli olmadığını belirtmiştir.

Nelson(74), alüminyumun akrilik reçinelere göre, ısı geçirgenliğinin ve dokulara adaptasyonunun daha iyi olması ve az yer kaplaması nedeniyle, geçici hareketli parsiyel protez kaide maddesi olarak kullanımını önermiştir.

**Paslanmaz çelik** ilk olarak 1900 yılında Elwood Haynes tarafından tanıtılmıştır. Esas maddesi demir olan ve az miktarda krom ve nikel içeren bu alaşım sert, dirençli, kararmayan metal alaşımlarının arzu edildiği otomobil endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır(80).

Daha sonraki yıllardaki araştırmalar, özellikle diş hekimliğinde döküm sistemlerinin yerleşmesi ve gelişmesi, demir esaslı korozyon dirençli alaşım olarak da adlandırılan, paslanmaz çeliğin diş hekimliğinde kullanılmasını sağlamıştır(83).

**Krom-kobalt** alaşımlar ilk olarak 1930 yılında R.W.Erdle ve C.H. Pragne tarafından diş hekimliğinde tanıtılmıştır(80).

Genellikle % 60 kobalt - % 30 krom içeren bu alaşımlar, o günden bu güne döküm sistemlerinin de gelişmesiyle, diş hekimliğindeki döküm restorasyonlarında, özellikle hareketli parsiyel protez uygulamalarında başarıyla kullanılmaktadır(83).

#### 1.2.2.2. KROM-KOBALT VE ALTIN ALAŞIMLAR

Bugüne kadar, protez kaide maddesi olarak birçok metal alaşım kullanılmasına karşın, hareketli protez uygulamalarında çoğunlukla Cr-Co alaşımları ve nadirde olsa bazı üstün özelliklerinden dolayı Tip IV altın alaşımları kullanılmaktadır(21,33,83).

Ne altın alaşımları ne de Cr-Co alaşımları tam anlamıyla ideal bir protez kaide maddesidir. Hem altın alaşımları hem de Cr-Co alaşımlarının birbirlerine karşı üstünlükleri ve yetersizlikleri vardır. Bundan dolayı, bu iki metal alaşımının karşılıklı olarak özelliklerinin karşılaştırılmasına yönelik birçok araştırma yapılmıştır(70).

Altın alaşımlarının en büyük dezavantajı pahalı olmasıdır. Bu alaşımların her geçen gün artan fiyatı, diş hekimliğindeki uygulama alanlarını kısıtlamıştır(21,83,86).

Cr-Co alaşımlar, altın alaşımlardan % 50 daha serttir(21,33,83). Bu alaşımların yüksek rijidite özelliğine sahip olması, ağız içerisinde daha az yer kaplayan protezlerin yapımına olanak verir(60). Hareketli parsiyel protezlerin özellikle ana bağlayıcılarının rijit olması istenir. Bu nedenle altın alaşımlarına göre daha sert ve dirençli olan Cr-Co alaşımlar hareketli protez uygulamalarında yaygın bir şekilde tercih edilir. Fakat alaşımın sertliği, tesviye ve cila işlemlerini güçleştirdiğinden dezavantaj olarak da kabul edilebilir(21,23,60,70).

Cr-Co alaşımlarının yoğunluğu ( $8-9 \text{ g/cm}^3$ ) altın alaşımlarının ( $15.2-18.3 \text{ g/cm}^3$ ) yaklaşık yarısı kadardır(21,33,70,83). Özellikle üst çenede damağı tamamen kaplayan metal dökümler yapıldığında, Cr-Co alaşımlarının hafifliği en çok arzu edilen özelliklerinden biridir(70).

Altın alaşımlarının dökülebilirlik özelliği Cr-Co alaşımlarından daha iyidir. Cr-Co alaşımlarının dökülebilirlik özelliğini arttırmak için yapılan işlemler de arzu edilmeyen sonuçlara yol açabilir(21,23,83).



Cunnigham(23), Cr-Co alaşımlarının döküm ısısının arttırılmasıyla bu alaşımların dökülebilirliğinin arttığını, ancak bunun sonuğa elde edilen dökümlerde pürüzlü yüzeylere sebep olduğunu belirtmiştir. Bu durum, ayrıca kroşe kollarının kırılma riskini de arttırır(83).

Vincent ve ark.(108), altın alaşımlarının en iyi dökülebilirlik özelliğine sahip olduğunu, değersiz metal alaşımlarının bu özelliğinin ise altın alaşımlarının- kine yakın olduğunu belirtmiştir.

Yüksek erime derecesine sahip Cr-Co alaşımları için döküm sistemlerinin, çeşitli revetmanların ve döküm yolu bağlama tekniklerinin geliştirilmesi, bu alaşımların kabul edilebilir ölçülerde dökülebilirlik özelliklerine sahip olmasına olanak vermiştir(79,108).

Danovan ve ark.(25), çalışmalarında beklenmedik bir sonuç olarak değersiz metal alaşımlarının, altın alaşımlarından daha iyi dökülebilirlik özelliği olduğunu belirtmiş ve bu sonucu değersiz metal alaşımları için gerekli olan yüksek manşet ısısına bağlamıştır.

Brockhurst ve ark.(13), 19 farklı metal alaşımının (değerli ve değerersiz metal alaşımları) dökülebilirlik özelliklerinin birbirinden farklı olduğunu ve bu nedenle elde edilen kuronların kenar uyumunun da farklı olduğunu belirtmiştir. Ayrıca araştırmacı, çalışmasında kullandığı 3 farklı değerersiz metal alaşımının, 2 farklı değerli metal alaşımından daha iyi dökülebilirlik özellik gösterdiğini ve bu nedenle değerli ve değerersiz metal alaşımlarının dökülebilirlik özelliği üzerinde genelleme yapmanın doğru olmayacağını belirtmiştir.

Altın alaşımları, Cr-Co alaşımlarından iki kat daha fleksibildir. Bu, özellikle hareketli parsiyel protezin kroşeleri için avantajdır. Kroşe kollarının retantif kısımlarının fleksibl olması istenir. Altının yüksek fleksibilite özelliği, derin andırkatlı destek dişlerde kullanımına olanak verir. Altın alaşımları, Cr-Co alaşımları ile karşılaştırıldığında 2 kat daha derin andırkatlara uygulanabilir(23,60).

Cr-Co alaşımlarının bu dezavantajını gidermeye yönelik çalışmalar yapılmıştır. Bazı araştırmacılar, iskelet protezin retantif kroşe kollarını bükme tel den elde etmeyi önerirken(14,86) bazı araştırmacılar da protez öncesi destek dişlerin andırkat miktarının azaltılması yoluna gidilmesini önermişlerdir(23). Ayrıca Cr-Co alaşımı kullanıldığında, daha büyük fleksibilite sağlamak için kroşe kolunun kısaltılması önerilmiş; ancak bu kısaltmanın aşırı stres altında kırık oluşma ihtimalini azaltmak için sınırlı düzeyde yapılması gerektiği bildirilmiştir(60,70).

Bange ve ark.(3), hem altın hem de Cr-Co alaşımlarının olumlu özelliklerinden yararlanmak amacıyla bu alaşımların birlikte kullanımını önermiştir. Özellikle ana bağlayıcılarda istenen yüksek rijidite özelliği ile kroşelerde istenen fleksibilite özelliğinin, Cr-Co alaşımlarından elde edilecek olan iskelet protezlere altın kroşe ilavesiyle elde edilebileceğini belirtmişlerdir.

Altın alaşımlarının, Cr-Co alaşımlarına göre önemli bir üstünlüğü de daha az döküm büzülmesi göstermesidir(83). Değersiz metal alaşımları ile altın alaşımları arasında döküm büzülmesi bakımından büyük fark vardır. Cr-Co alaşımları için bu değer % 2.3 iken(21,83) altın alaşımlarının döküm büzülmesi % 1.5 ile 1.7 arasındadır(23).

Ayrıca, altın alaşımlarının döküm ve lehimleme kolaylığı bir avantaj olarak belirtilmekle birlikte, gelişmiş teknolojik olanaklarla aynı kolaylıklar Cr-Co alaşımları içinde sağlanmıştır.

Daha öncede açıkladığımız üzere hem Cr-Co alaşımlarının hem de altın alaşımlarının birbirlerine karşı üstünlükleri ve yetersizlikleri vardır. Bu yüzden bazı araştırmacılar iki alaşımında avantajlarını birleştirip ideal protezler yapmak için her iki metal alaşımın birlikte kullanımını önerirken(3) bazı araştırmacılar altın alaşımının kullanımının daha sağlıklı sonuçlara götüreceğini belirtmişlerdir(86). Büyük bir çoğunluk, hem altın fiyatlarının yüksek oluşu, hem de Cr-Co alaşımlarının hareketli protez uygulamaları için arzu edilen özelliklere sahip olması nedeniyle, Cr-Co alaşımlarının altın alaşımlarına tercih edilebileceğini bildirmektedirler(23,60,70).

Bertolotti(9), alaşım seçiminde, metal alaşımın kullanım alanı ile ilgili olarak alaşımın hem fiziksel ve kimyasal özelliklerinin bilinmesi, hem de alaşımın fiyatının dikkate alınması gerektiğini ifade etmiştir.

Tüm bu tartışmalar sürerken, diş hekimliğine ilk olarak implant materyali olarak giren titanyum ve alaşımları, özel döküm sistemlerinin de geliştirilmesiyle hem sabit hem de hareketli protez döküm restorasyonlarının yapımında, güvenle kullanılacak döküm materyali olarak diş hekimliğine tanıtılmıştır.

### 1.2.2.3. TİTANYUM

Titanyum 1789 yılında W.Gregor tarafından keşfedilmiştir(22,49).

1795 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klapproth tarafından bu metale, doğal gücü simgelemek amacıyla, Yunan mitolojisindeki dünyanın tanrıçası Goa ve Cennetin tanrısı Uranus'un 6 oğlundan biri olan Titan'ın adını vermiştir(22,54).

Titanyum, atom numarası 22, atom kütlesi 49.7, yoğunluğu 4.51 g/cm<sup>3</sup> olan, oldukça hafif açık gri bir metaldir(117).

Dünyada en çok bulunan 9. elementtir(117). Yer kabuğunun % 0.6'sını kaplamaktadır(65). Altınla karşılaştırıldığında milyon kere daha fazladır(75). Dünyada en çok Avustralya, Brezilya, Kanada ve A.B.D.'de bulunmaktadır(22,117).

Titanyuma her yerde, havada (şehirleşmiş bölgelerde 1.0 mg/m<sup>3</sup>) suda (0.5 - 15 mg/lit) ve yiyecek maddelerinde rastlamak mümkündür. Normal bir diyet 300-400 mg Ti içerir. Genelde günlük Ti alımı 500 mg'dır(117).

Titanyum doğada toz halinde bulunur. Titanyumun oksijen nitrojen ve hidrojenle kolaylıkla reaksiyona girmesi metalik olarak bulunmasını imkânsız kılar. Genellikle farklı minerallerle bileşim halinde bulunur(19,22,117).

1938 yılında Amerikalı kimyager Kroll % 98-99 saflıkta titanyum metalinin elde edilmesini sağlayan sistemi geliştirmiştir(19,75). Böylece metalik titanyumun endüstride kullanımı mümkün olmuştur. Bu teknik ilk olarak çelik endüstrisinde sonra da uzay ve uçak endüstrisinde kullanılmıştır(22).

Titanyum ve alaşımlarının hafifliği, buna karşın yüksek derecede dirençli olması, mükemmel korozyon direnci ve düşük elastisite göstermesi, bu metali 1950 yılların başlarında uzay endüstrisine "harika metal" olarak tanıtmıştır. Tüm dünyadaki titanyum tüketiminin % 45'i bu alandadır. Bununla birlikte titanyum ve alaşımları gemicilik ve otomobil endüstrisinde de kullanılmaktadır. Ayrıca Titanyumun kimya endüstrisinde, elektrik ve optik alanında ve hatta mücevherat yapımında da uygulama alanı vardır.

Bugün, titanyum dioksit boya, plastik ve seramik endüstrisinde beyaz boya maddesi olarak kullanılan başlıca malzemedir(22,65,117).

Bununla birlikte, titanyumun doku dostu bir metal olması implant maddesi olarak tıpta ve diş hekimliği alanında da kullanılmasına yol açmıştır.

Tıpta, özellikle kemik kırıklarının tespitinde, yapay kalp kapakçığı protezleri ve kalça eklemi protezleri gibi kalıcı vücut içi protezlerin yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır(21,65,68,117).

Diş hekimliğinde titanyum, implant materyali olarak Brånemark tarafından önerilmiştir ve bugün yaygın olarak kullanılmaktadır(103).

Ayrıca titanyum, yüksek korozyon direnci, kolay şekillenebilme, lehimlenebilme özelliği ve az deformasyon göstermesi nedeniyle Ti-Ni alaşımları da şeklini koruyabilme özelliklerinden dolayı ortodontik kroşe tellerinin yapımında kullanılmaktadır(15,72).

Son yıllarda, diş hekimliğine özgü titanyum döküm sistemlerinin geliştirilmesi(49,52,54,110) bugün titanyumun krom köprü ve hareketli protezlerin yapımında döküm metali olarak kullanıma olanak vermiştir.

#### 1.2.2.3.1. TİTANYUMUN ÖZELLİKLERİ

A- Mekanik özellikleri

B- Yapısal özellikleri:

1- Doku dostu

- 2- Yüksek korozyon direnci
- 3- Hafif (buna karşın yeterli derecede dirençli)
- 4- Allerjik hastalarda memnuniyet verici
- 5- Düşük ısı geçirgenliği
- 6- Bakteriostatik
- 7- Tatsız (doğal tat)
- 8- X-ışını geçirgenliği
- 9- Lehimlenebilme kolaylığı

### Mekanik Özellikler

	Yoğunluk g/cm <sup>3</sup>	Akma dayanıklılığı MPa (psix10 <sup>3</sup> )	Çekme dayanıklılığı (psix10 <sup>3</sup> )	Sertlik (VHN)	Elastiklik modülü MPa	Uzama %	Erime noktası °C
Titanyum (% 99.5 saf)	4.5	480	550	105	107	12-15	1.660±
Cr-Co	8	71.0	870	432	223.5	1.6	1300±10
Tip IV	15-18	493	776	264	90	7	100±10 1000

(33,54,65,70)

## **Titanyum'un Mekanik Özellikleri**

Titanyum'un mekanik özelliklerinin Tip IV altın alaşımınkilere benzediği belirtilmiştir(22,52,53,96,99).

Titanyum'un direnç/ağırlık oranı en yüksek protez kaide maddesidir. Bu sırayı güçlendirilmiş reçineler takip eder(65).

Titanyum'un elastiklik modülü düşüktür. Bu, özellikle hareketli parsiyel protez uygulamalarında kroşe kolları için istenen bir özelliktir. Titanyumdan elde edilen kroşe kolları ile protezin takılıp çıkarılması esnasında destek dişe aşırı yük uygulamaksızın daha derin andırkatlarda kullanılabilmesine olanak sağlar(50).

Togaya ve ark(104) saf titanyumun mekanik özelliklerinin altın ile Ni-Cr alaşımlarının arasında olduğunu belirtmiştir.

## **Titanyum doku dostudur**

Titanyumun doku dostu olması, titanyum ve alaşımlarının hem diş hekimliğinde hem de tıpta aranan implant materyali olmasını sağlamıştır. Bugün Ti ve alaşımları (sıklıkla Ti6Al4V) özellikle ortopedik protezlerde ve diş hekimliği implantlarında güvenle kullanılmaktadır(65,68).

Titanyumun, havayla temasa geçer geçmez ( $10^{-9}$  sn içerisinde) etrafında oksit tabakası oluşturduğu bildirilmiştir(95,103,114).

Titanyumun mükemmel doku dostu olması, metal etrafında oluşan bu oksit tabakasına bağlanmıştır(65,103).

Wisbey ve ark.(114), titanyumun oda ısısında havayla temasa geçer geçmez, etrafında meydana getirdiği oksit tabakasının kalınlığının 10-60 nm olduğunu bildirmişlerdir.

Sundgrene ve ark.(95), titanyum etrafındaki bu ince oksit tabakasının hem titanyum metalinden iyonların serbestleşmesini önlediğini hem de hidrolize olmuş (parçalanmış) proteinleri absorbe ederek kemik oluşumunu kolaylaştırdığını bildirmişlerdir.

Bränemark titanyum etrafındaki bu birkaç A°luk oksit tabakasının etrafındaki zararlı olabilecek metalik iyonlarda teması önlediğini ve böylece kemik ve titanyum arasında proteoglokan esaslı bir tabaka oluştuğunu göstermiştir. Araştırmacı, tavşan tibialarına implante ettiği titanyumun etrafındaki proteoglokan miktarının 3 ay sonraki ölçümlerde 200-400 A° kalınlığında olduğunu bildirmiştir(103).

Titanyumun implant materyali olarak seçilme nedenlerinin başında doku dostu bir malzeme olmasına ilaveten diğer bir özelliği de düşük elastiklik modülüdür. Ti'un elastisite modülü Cr-Co'a göre kemiğe daha yakındır(65).

Titanyum etrafındaki oksit tabakası, bu metal alaşımının "bakteriostatik" özelliğini de açıklamaktadır(49,65).

Könönen ve ark(62), titanyum ve alaşımlarının Cr-Ni veya Cr-Co alaşımlarına karşı alerjik reaksiyon gösteren hastalarda kullanım endikasyonu olduğu-



nu belirtmiştir.

Titanyum epitelyal dokularda herhangi olumsuz bir reaksiyon görülmez. Bu nedenle birçok tip kuron ve köprü uygulamaları için idealdir(33).

### **Titanyum mükemmel korozyon direncine sahiptir.**

Titanyum etrafındaki oksit tabakası aynı zamanda, bu metalin korozyon direncini de sağlar. Titanyum metali herhangi bir kırılma ve kazınmadan sonra, oksijen içeren ortamda mikrosaniyenin altında titanyum dioksitle kaplanır. Bu nedenle, Ti ve alaşımları, Cr-Co alaşımlarıyla karşılaştırıldığında daha yüksek korozyon direnci gösterirler(117).

Fontana(37), diş hekimliğinde kullanılan birçok malzemenin (316 L paslanmaz çelik, Cr-Co alaşımlar) etrafındaki oksit tabakasından ve pasivasyon etkisinden dolayı korozyon direnci olduğunu belirtmektedir. Bununla birlikte araştırmacı, titanyum üzerindeki oksit tabakasının daha düzgün, sıkı ve kusursuz olduğunu ve elektro-kimyasal etkilere karşı daha pasif olduğunu bildirmiştir (Titanyum etrafındaki  $TiO_2$  tabakası oluşurken meydana gelen reaksiyon ısısı öylesine yüksektir ki ( $\Delta H = 912$  kJ/mole) oksit tabakasının bağlantısı sıkı olur).

Lautenschlager ve ark.(65), hem titanyumun hem de birçok değerli metal alaşımının yüksek korozyon direncine sahip olduğunu, ancak titanyumun korozyon direncinin elektrokimyasal olarak değerli olan altın ve platin gibi metallerden farklı olduğunu vurgulamıştır. Araştırmacılar titanyumun korozyon direncini, onun pasivasyon etkisine bağlamaktadırlar.

Ferracene(33), Ti yüzeyindeki titanyum oksit tabakasının, Cr-Co ve paslanmaz çelik üzerindeki kromdioksitten daha fazla olduğunu ve ayrıca pasivasyon etkisinin de daha güçlü olduğunu belirtmiştir.

Ida ve ark.(53) saf titanyumdan elde edilen 100 kuron üzerinde yaptığı klinik incelemede (kuronlar 2 yıl süreyle kullanılmıştır) sadece 1 vakada renk değişikliği gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

Yamauchi ve ark.(118), saf titanyumdan elde edilen 7 tam 3 bölümlü hareketli protez kullanan 9 vaka üzerinde yaptığı araştırmada saf titanyumdan elde edilen protezlerin, korozyon direncinin mükemmel olduğunu göstermiştir. Ancak araştırmacılar, protez uygulamasından ortalama olarak 7.7 ay sonra değerlendirmenin yapıldığını ve korozyon direncinin mükemmelliği hakkında karar vermek için bu sürenin yetersiz olduğunu ifade etmişlerdir.

Oda ve ark.(76), diş hekimliğinde kullanılan Ti alaşımlarının invitro olarak korozyon özelliklerini değerlendirmişler ve titanyum alaşımlarının korozyon direncinin altın alaşımlarından daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Taira ve ark.(99) saf titanyum ve titanyum alaşımlarından elde ettiği dökümlerin korozyon direncini hem invivo hem de invitro olarak değerlendirmişlerdir. Çalışmaya alınan titanyum kuronların hepsinin korozyon testinde pasivasyon gösterdiğini belirtmişlerdir.

**Titanyum oldukça hafif bir metaldir.**

Titanyumun özgül ağırlığı  $4.5 \text{ g/cm}^3$  dür. Bu nedenle, titanyumdan elde

edilen protezler altın veya Cr-Co'dan (15.5-19.3 g/cm<sup>3</sup>; 8-9 g/cm<sup>3</sup>) elde edilen protezlerden oldukça hafiftir. Diğer bir deyişle titanyumdan elde edilen protezler, altından elde edilenlerden 4 kat, Cr-Co'dan elde edilenlerden ise 2 kat daha hafiftir(11,33,70,118).

Yamauchi ve ark.(118), saf titanyumdan elde ettiği metal kaide plaklı hareketli protezlerin (6 üst total p, 1 üst parsiyel p, 1 alt parsiyel p) ağırlığının ortalama 15.3 gr (min: 4,5 gr - max: 26.3 gr) olduğunu göstermiş ve bu ağırlığın akrilik reçineden elde edilen protezlerle karşılaştırılabileceğini belirtmiştir. Araştırmacı, Cr-Co ve Ni-Cr alaşımlar gibi daha yüksek özgül ağırlığa sahip alaşımlarla kıyaslandığında ise titanyumdan elde edilen protezlerin oldukça hafif olduğunu ve özellikle üst çene protez malzemesi olarak saf titanyumun kullanımının büyük yararlar sağlayacağını belirtmiştir. Yamauchi, saf titanyumdan elde edilen metal kaide plaklı protezleri kullanan hastaların, protezlerin hafifliğinden dolayı memnun olduklarını da bildirmiştir.

Titanyumun, hafifliği klinik uygulamalar için avantaj sayılmakla birlikte, döküm işlemlerini güçleştirir. Bu yüzden titanyumun düşük özgül ağırlığı, bu alaşımın klasik döküm yöntemleri ile dökümünü imkânsız kılar(11,51,65).

Metal alaşımının kütlesi özellikle santrifuj kuvveti ile elde edilen dökümlerde önemlidir. Hafif metal alaşımı yeterli merkezkaç kuvvetinin oluşumunu engeller(46,69).

**Titanyum düşük ısı geçirgenliğine sahiptir.**

Titanyumun ısı geçirgenliği zayıftır (0.16 cal/cm/sec °C-cm<sup>2</sup>) Altında

bu değer 0.71'dir(75). Bu özellikle titanyuma elektrik-ark ile lokalize olabilen noktasal lehimleme imkânı verir(19,49,65,75).

Hruska(49) titanyumun kötü ısı iletkenliğinin, geliştirilen özel bir alet (elektronik lehim aygıtı) yardımıyla, ağız içi lehimlemeye imkân verdiğini ve özellikle karmaşık restorasyonlardaki eksikliklerin ağız içi lehimleme yöntemiyle giderilmesinin hem zaman hem de ekonomik avantajları olduğunu bildirmiştir. Araştırmacı lehimleme esnasında ısının 1600° C'ye ulaşmasına rağmen, lehimlenen noktadan etrafa ısı yayılımının olmadığını belirtmektedir. Bu başarının, geliştirilen ağız içi lehimleme aletine bağlı olduğu kadar, titanyumun düşük ısı geçirgenliğine bağlı olduğu da vurgulanmıştır.

Titanyumun ısı geçirgenliğinin zayıf olması, aynı zamanda tesviye işlemleri esnasında da ısının çabuk dağılmadığı anlamına gelir. Bu nedenle düşük kesim hızı, özel kesim aletleri ve kesme sıvısı önerilir(65).

Bununla birlikte klinik değerlendirmede, hem total hem de parsiyel protezlerde kullanılan titanyum metal kaide plaklarının tüm diğer metal alaşımlardan elde edilen metal kaide plakları gibi, memnuniyet verici olduğu bildirilmiştir(118).

### **Titanyum metal alaşımı ucuzdur**

Titanyum metal alaşımının fiyatı, hemen hemen Cr-Co veya Cr-Ni alaşımları kadar ya da biraz yüksektir(49,52).

Titanyum altın alaşımları ile kıyaslandığında ise 17.5 kez altından daha ucuzdur(65).

Fakat titanyumun yüksek erime ısı ve 0,N ve H ile kolaylıkla raksiyona girmesi ve hafifliği bu metal alaşımlarının klasik döküm yöntemleri ile dökülmesini engeller. Titanyum dökümlerin yapılabilmesi için özel döküm sistemleri gereklidir ve bu sistem klasik döküm sistemlerine göre pahalıdır(52,54). Bu durum, günümüz koşullarında titanyum dökümlerinin maliyetini hayli arttırmıştır. Diğer bir deyişle metal alaşımının ucuz olması, maliyetinin ucuz olduğu anlamına gelmez.

### 1.2.3. DÖKÜM BÜZÜLMESİ

Çoğu metal ve alaşımları sıvı halden katı hale geçerken büzülürler

Bu diş hekimliğindeki döküm işlemleri için son derece önemlidir. Büzülme 3 aşamada meydana gelir

1- Metalin ısıtıldığı sıcaklık ve erime ısı arasında oluşan ısıl büzülme

2- Alaşımın sıvı halden, katı hale geçerken meydana gelen büzülme

3- Oda ısısında, katı metalin ısıl büzülmesi.

Hassas dökümlerin sağlanabilmesi için bu büzülmeyi karşılayacak revetman genişmesi gerekir. Alaşımın sıvı halden katı hale geçerken oluşan büzülme de döküm esnasında eriyik metali besleyen döküm yolları ile karşılanır(83). Revetman genişmesi ile gerçek döküm büzülmesi arasındaki fark da net döküm büzülmesi olarak adlandırılır(69).

Teorik olarak mumun veya metal alaşımının büzülmesi bilinirse bu büzülme miktarı kadar revetman genleşmesi sağlanır ve hassas dökümler elde edilebilir. Ancak özellikle sertliği kontrol edilemeyen mumda değişiklikler olması problemin çözümünü imkânsız kılar(83).

#### 1.2.4. DÖKÜMÜ ETKİLEYEN FAKTÖRLER

- 1- Döküm yolları
- 2- Metal alaşımın cinsi
- 3- Revetmanın tipi ve hazırlanış şekli
- 4- Mum maketin hacmi ve dizaynı
- 5- Manşetin ısıtılması
- 6- Döküm sistemi (metal alaşımın eritme şekli ve döküm makineleri(17,21,29,31,70,71,83,89).

##### 1.2.4.1. DÖKÜM YOLLARI

Döküm yollarının amacı kalıp boşluğu içerisine erimiş metalin akışını sağlamaktır.

Hareketli parsiyel protez uygulamaları gibi geniş restorasyonlarda veya sabit parsiyel protezlerde döküm yolu genellikle mumdur. Daha küçük restorasyonlarda ise sıklıkla metal veya plastik pin kullanılır(83).

Döküm yolları, manşetin fırınlama işleminin ilk safhasında mumun dışarı çıkmasını sağlar ve daha sonra da kalıp boşluğunu dolduracak metal yolunu oluşturur(71).

Birçok araştırmacı tarafından döküm yollarının şeklinin döküm başarısını direkt olarak etkilediği belirtilmektedir(71,83,88,112,119).

Ayrıca döküm yollarının şeklinin mum maketin şekline ve döküm makinesi farklılığına göre değişiklik gösterebileceği bildirilmiştir(2,83).

#### 1.2.4.2. METAL ALAşIMIN CİNSİ

Metal alaşımın farklılığı farklı döküm büzülmelerine neden olur. Cr-Co alaşımlarının % 2.3; Ni-Cr alaşımlarının % 2; altın alaşımları % 1.5-1.7(29,31,83); saf titanyumun ise Cr-Ni alaşımına benzer büzülme gösterdiği (% 1-2.6) bildirilmektedir(11).

Görüldüğü üzere altın alaşımlarının büzülme miktarı en azdır.

Cunningham(23), döküm büzülmeleri arasındaki bu farkı gözönüne alarak, hassas uyum gerektiren karmaşık hareketli parsiyel protez uygulamalarında altın alaşımlarının kullanılmasını önermiştir.

Hamrick(44) farklı protez kaide maddelerinin retansiyonunu karşılaştırmak amacıyla yaptığı çalışmasında, altından elde edilen protez kaide plaklarının Cr-Co'la elde edilenlere göre daha rentantif olduğunu göstermiştir.

Pulskamp(86), altın ve değersiz metal alaşımlarının döküm uyumunu karşılaştırmak amacıyla 2 farklı değersiz metal alaşımı ve 1 tip altın alaşımı kulla-

arak elde ettiği hareketli parsiyel protezlerin 2 boyutlu değişikliklerini incelemiştir. Bu çalışmada elde edilen iskelet döküm protezler ve ana modellerinin ölçümleri yapıp değerlendirildiğinde hareketli parsiyel protez uygulamaları için en uygun alaşımın Tip IV altın alaşımı olduğu belirtilmiştir.

Duncan(27), Ni-Cr alaşımı ve değerli metal alaşımı kullanarak elde ettiği kuronların uyumunda, metal alaşım farkına bağlı bir fark olup olmadığını göstermek için yaptığı çalışmasında, değerli metal alaşımlarıyla elde edilen kuronların uyumunun daha iyi olduğunu göstermiştir. Duncan ayrıca, alaşım farklılığına bağlı meydana gelen farklı döküm büzülmesinin sonuçta elde edilen dökümlerin doğruluğunu etkilediğini ve değersiz metal alaşımlarının döküm büzülmesini kompanse eden revetmanlar geliştirildiğinde bu problemin çözümlenebileceğini belirtmiştir.

Byrne ve ark.(16) değerli ve değersiz metal alaşımlarının döküm hassasiyetini araştırmışlardır. Farklı değerli metal alaşımlarından elde ettikleri kuronların uyumunu karşılaştırdıklarında bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Değerli metal alaşımları ile değersiz metal alaşımlarından elde ettiği kuronları karşılaştırdıklarında ise değersiz metal alaşımlarının uyumunun daha kötü olduğunu, bununla birlikte bu farkın ancak yüksek büyütme mikroskopları altında tespit edilebildiğinden klinik olarak belirgin bir fark düşünülmemesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Uygun dökümlerin elde edilebilmesi için katılma ve soğuma esnasındaki büzülme kompanse edilmelidir. Farklı alaşım kompozisyonları farklı döküm büzülmesine sahip olduğundan, alaşımın büzülme miktarının bilinmesi, döküm işlemi esnasında uygun kompensasyonun sağlanabilmesi için gereklidir.



Cr-Co alaşımlarının ylık döküm büzülmesini kompanse eden revetmanların ve döküm sistemlerinin geliştirilmesi ile klinik olarak kabul edilebilen hassasiyet derecesinde döküm protezlerin yapımı mümkündür(78,87,92,93).

#### 1.2.4.3. REVETMANIN TİPİ VE HAZIRLANIŞ ŞEKLİ

Uygun revetman seçimi, metal alaşımının erime derecesine ve bileşimine ve istenen revetman genleşmesine bağlıdır. Altın alaşımları için alçı-bağlayıcı revetmanlar uygundur. Karbon içeren fosfat-bağlayıcı revetmanlar altın-esaslı metal-seramik alaşımlar için idealdir. Ni-Cr ve Cr-Co alaşımlar için ise karbon içermeyen fosfat bağlayıcı revetmanlar uygundur(83).

Farklı revetmanlar farklı genleşme gösterirler(26,30,83).

Revetman farklılığı dışında revetmanın hazırlanış Şekli de dökümü etkiler.

Revetmandaki,

- Su/toz oranındaki değişiklik
- Ortamın nemi
- Revetman tipi
- Karıştırma Şekli
- Dublikat materyali
- Revetmanın yaşı

revetman genleşmesini etkiler.

Su/toz oranının düşük olması revetman genleşmesini artırır, yüksek

olması ise azaltır. Bununla birlikte, değiştirilebilen su/toz oranının da bir sınırı vardır. Eğer çok koyu kıvamlı revetman hazırlanırsa mum maketi deforme edebilir ve hava boşlukları meydana gelir, eğer çok akıcı ise pürüzlü döküm yüzeyleri oluşur(35,83).

Lacy ve ark(63), yüksek su/toz oranına sahip revetmanlar vakumlu karıştırıcıda hazırlandıklarında elde edilen dökümlerin en az pürüzlü olduğunu belirtmiştir.

Rantanen ve ark.(87), Cr-Co alaşımından elde edilen hareketli parsiyel protezlerin damak plağının uyumu üzerinde, revetmanın hazırlanmasındaki laboratuvar farklılığının etkisini araştırmışlardır. Aynı revetman kullanılsa bile, laboratuvar değişikliğine bağlı olarak revetman (refraktör) modellerin boyutlarında farklılıklar olduğu gösterilmiştir. Ayrıca, bu çalışmada arzu edilen revetman genişmesi için önerilen özel likid kullanımının etkinliği kanıtlanamamıştır.

Bununla birlikte, araştırmacılar elde edilen tüm revetman modellerin boyutlarını ana modelleri ile karşılaştırdığında, revetman modellerin ana modellere göre daha küçük olduğunu ve bu nedenle elde edilecek protezlerin uyumsuzluğunun, revetman modellerdeki yetersiz genişmeden dolayı olabileceğini belirtmişlerdir(87).

Baretto ve ark.(4), revetman farklılığına bağlı olarak elde edilen dökümlerin yüzey kalitesinde de farklılıklar olabileceğini belirtmişlerdir.

Peyton(81), Dootz ve ark(26), revetman genişmesindeki değişikliğin, dublikat materyalindeki değişikliğe bağlı olabileceğini göstermişlerdir.

Earnshaw(30), çalışmasında kullandığı revetmanların genleşme miktarının % 1.5 ile % 2.1 arasında olduğunu ve bu genleşme miktarının, Cr-Co alaşımından elde edilecek protezlerin uyumu için yeterli olabileceğini vurgularken,

Vatanabe ve ark(109), farklı fosfat bağlayıcı revetmanların ısı genleşme miktarını incelemişler ve bu revetmanların hiçbirinin ısı genleşmesinin, diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımlarının büzülmesini kompanse etmek için uygun olmadığını belirtmişlerdir.

Fenlon ve ark(32), hareketli parsiyel protezler için elde edilen Cr-Co protez kaidelerinin, ana modelleri ile olan uyumunu incelemişler ve protezlerin her bölgesinde istenen uyumun sağlanamadığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar bu uyumsuzluğun nedeni olarak revetman genleşmesinin, metal alaşımının büzülmesini karşılayacak seviyede olmamasına bağlamışlardır.

Revetman manşet içerisine döküldüğünde, vertikal yöndeki genleşme horizontal yöndeki genleşmelerden daha fazladır(20,56,83,89).

Bu nedenle, elde edilen iskelet protezlerde farklı bölgelerde farklı derecelerde hassasiyet gözlenebilir. Aynı iskelet protezlerdeki kroşeler karşılaştırıldığında farklı derecelerle uyumla karşılaşabilir. Ana bağlayıcı ile kroşelerin uyumu birbirinden farklı olabileceği gibi kroşelerin uyumu da birbirinden farklı olabilir.

Raydhouse ve ark.(89), 6 tip revetman kullanılarak elde ettiği iskelet protezlerin hepsinde dikey yöndeki uyumsuzluğun, yatay yöndeki uyumsuzluklardan daha fazla (10-20 kat) olduğunu göstermiştir.

Tsutsumi ve ark.(105) mum maketin revetman içerisindeki pozisyonun dökümün hassasiyetini etkilediğini, yatay yönde yerleştirilen bir mum paternin döküm büzülmesinin, dikey yönde yerleştirilenden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Junner ve ark.(56), sert manşet halkaları kullanıldığında dikey yöndeki revetman genişmesinin yatay yönden daha fazla olduğunu belirtmekle birlikte, yumuşak lastik manşet halkaları kullanıldığında ise yatay veya dikey yöndeki revetman genişmesi üzerinde belirgin bir farklılığın olmadığını ve yumuşak plastik manşet kullanımıyla revetman genişmesinde meydana gelebilecek uyumsuzlukların önlenebileceğini ifade etmişlerdir.

Ayrıca manşetin boyutlarındaki farklılığında, revetman genişmesini etkilediği bildirilmiştir(90).

#### 1.2.4.4. MUM MAKETİN HACMİ VE DİZAYNI

Mum maketin hacmi ve dizaynı da uyumu etkiler. Hareketli parsiyel protez yapımında, metal kaidenin hacmi diğer bir deyişle kapladığı alanı ne kadar büyükse büzülme o kadar az olur. Bu nedenle iskeletin dizaynı dökümün hassasiyetini etkiler(26,31,83).

Paffenbarger(77), elde edilecek protezin boyut ve şeklinin metalin büzülmesini etkileyeceğini, bu nedenle protezin boyutları bilinmeksizin herhangi bir alayım için herhangi bir değişikliğin etkisini hesaplamanın imkânsız olacağını belirtmiştir.

Stern ve ark(93) iskelet protezlerin adaptasyonu üzerine yaptığı çalışmalarında Kennedy sınıf I ve II iskelet protezlerin oklüzal tırnaklarının uyumunun geometrik olarak daha karmaşık olan III ve IV. sınıf protezlerden daha iyi olduğunu göstermişlerdir.

#### 1.2.4.5. MANŞETİN ISITILMASI

Aynı alaşım ve revetman kullanıldığında dahi, manşet ısıdaki farklılığın farklı revetman genişlemesine dolayısıyla da farklı hassasiyetteki dökümlerin elde edilmesine neden olacağı bildirilmiştir(17).

Kontrollü olarak ayarlanabilen elektrik fırınlarının, gaz fırınlarına tercih edilmesi gerektiği belirtilmekle birlikte manşetin fırın içerisindeki konumunun önemi de vurgulanmıştır. Manşetlerin başaşağı yönde yerleştirilmesinin mumun kolay akmasını sağladığı gibi yabancı maddelerin döküm deliği içerisine de girmesini önlediği, eğer delikli seramik tablolar kullanılıyorsa manşet etrafındaki hava sirkülasyonu uygun olduğundan manşetin çevrilmesine gerek kalmayacağı da belirtilmiştir(83).

Papadopoulos ve ark.(78) fırınlama esnasında ısı artış hızının revetmanların genişmesi üzerinde etkisi olduğunu, hızlı ısıtmanın revetman genişmesini azalttığını bildirmişlerdir.

#### 1.2.4.6. DÖKÜM SİSTEMLERİ

Diş hekimliğinde döküm işleminde amaç mümkün olduğunca doğru bir şekilde kayıp dış veya dokunun metalden kalıbının çıkarılmasının sağlanmasıdır. Başarılı dökümlerin elde edilebilmesi için günümüze kadar, metal alaşımları,

revetman malzemeleri ve döküm yollarının yerleştirilmesi üzerine birçok gelişmeler yapıldığı gibi hem eritme sistemlerinde hem de döküm makinelerinde ilerlemeler gözlenmiştir(83).

#### 1.2.4.6.1. Metal alaşımların eritme yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımlarının eritme yöntemlerini başlıca 2 grup altında toplayabiliriz.

##### 1- Gaz kaynaklı

- hava-gaz
- oksijen-gaz
- asetilen-oksijen

##### 2- Elektrik kaynaklı

- elektrikli direnç fırınları
- elektrik arkları
- indüksiyon eritme

#### 1.2.4.6.2. Döküm makineleri

Tüm döküm metodlarında amaç, herhangi bir güç kullanarak erimiş metal alaşımını kalıp içerisine mümkün olduğunca çabuk bir şekilde itmektir(70).

Erimiş metalin revetman içinde mum maketin eritilip, yok edilmesiyle sağlanan kalıp boşluğuna itilmesi için uygulanan kuvvete göre de döküm makineleri, başlıca 2 gruba ayrılır.

- 1- Merkezkaç (santrifüj) kuvveti ile çalışan döküm makineleri

- 2- Vakum-basınç döküm makineleri
  - a) Hava basınçlı döküm makineleri
  - b) Vakum döküm makineleri
  - c) Vakum-basınç döküm makineleri

(38,66,83,94)

Her 2 durumda da çok fazla veya çok az güç arzu edilmez. Eğer çok az güç uygulanırsa, kalıp tamamıyla dolmaz. Eğer fazla güç uygulanırsa, ya manşette zararlar, çatlaklar meydana gelir ya da gaz sıkışması nedeniyle dökümler eksik veya poroziteli oluşur(70).

### **Merkezkaç (santrifüj) kuvveti ile çalışan döküm makineleri**

Döküm makinelerinin en yaygın olarak kullanılan tipi santrifüj döküm makineleridir.

Temel fonksiyon, erimiş metali yüksek merkezkaç kuvvetiyle kalıp içine itmek ve kalıp boşluğunu tamamen doldurmaktır(66).

İlk olarak Jameson tarafından geliştirilen bu tarz döküm makinelerinde genellikle dikey bir mil etrafında dönen yatay bir kol, bu kolun bir ucunda pota ve manşetin konulacağı yer, diğer ucunda da bu ağırlığı dengelemek için bir ağırlık ve hareketi başlatacak yay sistemi bulunur, Yatay kolun bir miktar döndürülüp (genelde 3 ya da 4 kere) serbestleşmesiyle merkezkaç kuvvet oluşturulur(38,46,69).

Merkezkaç hareketini başlatacak bu yay sistemi yerine daha sonraları

elektrik akımı ile çalışan santrifüj döküm makineleri geliştirilmiştir(46,66,69,70,71,83,94).

Santrifüj döküm makinesi basitçe ucunda bir parça metal olan bir ip parçası gibi düşünülebilir. İpin ucundan tutularak ip döndürüldüğünde merkezkaç kuvvetiyle ipin ucundaki metal bir daire çizmeye başlar. Oluşacak merkezkaç kuvveti, metalin ağırlığına ve ipin uzunluğuna bağlı olarak değişecektir. Diğer bir deyişle

$$\text{Kuvvet} = (\text{Kütle})^2 \times \text{ipin uzunluğu (döküm kolunun yarıçapı)}(46,69).$$

Merkezkaç kuvveti ile çalışan makinelerde aktif güç, döküm kolunun yarıçapı ve metalin kütlesi ile doğru orantılıdır. Bu nedenle kullanılan metalin miktarı merkezkaç kuvvetini etkiler(71).

Eğer sonuçta elde edilen dökümlerde döküm makinesine bağlı başarısızlık olduğu düşünülüyorsa ya kolun uzunluğu arttırılmalı ya da başlangıç için daha kuvvetli dönme hareketi uygulanmalıdır. Ancak revetmanda çatlaklara sebebiyet vermemesi için döküm hızının sınırlı düzeyde tutulması gerekir(46).

Santrifüj döküm makinelerinde metal akışı dönme hareketinin ters yönünde meydana gelir ve meydana gelen kuvvet sadece kolun dönme yönünde yerleştirilen döküm parçaları için etkin olur(46,69,71,83).

Diğer bir deyişle manşet içerisine yerleştiren mum maketler, kol ile açılı teşkil edecek şekilde konumlanmışsa, bu bölgelerde güç sıfır olacağından metal buralara yeterince gidemeyecek sonuçta da eksik dökümler oluşacaktır.



Bu nedenle santrifüj döküm makinelerinin en büyük dezavantajı meydana gelen kuvvetin manşet içerisinde farklı yönlerde dağılmasıdır(46,69,71).

Merkezkaç kuvveti ile çalışan döküm makinelerinde önceleri gaz ısı kaynaklı eritme sistemleri kullanılmakta idi (altın alaşımları için oksijen-gaz, yüksek erime ısısına sahip olan değersiz metal alaşımları için ise asetilen oksijen ısı kaynaklı eritme sistemleri)(21,83).

Ancak gaz ısı kaynaklı eritme sistemlerinde, dökümün fiziksel ve mekanik özelliklerinin etkilendiği ve özellikle altın alaşımlarının aşırı eritilmesi sonucu metaldeki bazı elementlerin buharlaştığı ve dökümde porozitelerin meydana geldiği Cr-Co alaşımları için de metale karbon bulaşmasının sözkonusu olduğu belirtilmiştir(21,38,46,71,83).

Ayrıca gaz kaynaklı eritme sistemlerinde, erime ısısının tespiti için deneyimli bir teknisyene ihtiyaç duyulur(21,38,83).

Yuzuriha(120) Ag, Pd, Au alaşımlarının döküm ısısının saptanması üzerine yaptığı çalışmada, ancak deneyimli bir teknisyenin alaşımının görünümünden döküm ısısına karar verebileceğini belirtmiştir.

Bu sakıncaları önlemek için, elektrikli fırınlar ile eritmenin yapıldığı ve merkezkaç kuvveti ile çalışan döküm makineleri geliştirildi. Bu döküm makinelerinde erime ısısını gösteren bir gösterge bulunması metalin aşırı ısınmasını önler(46,66,83).

Günümüzde ise modern diş hekimliği laboratuvarlarında indüksiyon

eritmeli döküm makineleri kullanılmaktadır. Özellikle yüksek erime derecesine sahip değersiz metal alaşımları için uygulanan bu sistemde, potanın altında şehir cereyanına bağlı helozonik bir bakır parça vardır. Bu kısım pota içerisindeki metal homojen şekilde eritir(94). Erime tamamlanınca elektrik enerjisi ile çalışan döküm makinesindeki kol serbestleştirilerek merkezkaç kuvveti sağlanır.

Asgar(2), bu tarz döküm makinelerinin, döküm kolunun hızlı dönüşünün gerekli olmadığı, nispeten daha kalın mum içeren geniş manşetler için daha uygun olduğunu dolayısıyla özellikle hareketli parsiyel protez dökümleri için ideal olduğunu belirtmiştir.

Santrifüj döküm makineleri, manşet kolunun dönüş yönüne göre de farklılık gösterirler. Yer düzlemine paralel olarak dönme yapan yatay santrifüj döküm makineleri olduğu gibi, yer düzlemine dikey yönde hareket eden dikey santrifüj döküm makineleri de vardır(22,24).

Döküm teknolojisindeki son ilerlemelerle bugün, istenen metal alaşımın erime derecesine göre eritme ısı otomatik olarak ayarlanabilen makine içerisinde optik bir okuyucu tarafından erime tamamlandığında yine otomatik olarak döküm kolunun serbestleşip merkezkaç kuvvetinin oluşturulduğu ve dökümün tamamlandığı döküm makinelerine sahibiz(7,54,94).

Bu tarz döküm makinelerinde tecrübeli bir teknisyene ihtiyaç duyulmadığı da açıktır. Bu döküm makineleri kullanıldığında teknisyenden istenen, manşetin fırından çıkartılması ile manşetin makineye yerleştirilmesi arasındaki süreyi mümkün olduğunca en aza indirmesidir.

### **Basınçlı döküm**

Basınçlı döküm sistemi ilk olarak Philbrook (1897) tarafından tanıtılmıştır. Ancak, Philbrook'un erimiş metali manşet içerisine itmek için uyguladığı basıncın yetersizliğinden dolayı başarısız dökümler elde edilmiştir.

1907 yılında Taggart diş hekimliğinde ilk olarak basınçlı döküm sistemiyle başarılı altın inleylerin yapımını göstermiştir(98).

Hem Taggart hem de Philbrook revetman içerisindeki boşluğun tamamen doldurulması için yerçekimine ek olarak bir kuvvet gerektiğini ve bunun da basınçlı hava ile sağlanabileceğini bildirmişlerdir(46,98).

Lane(64), manşet yüzeyindeki erimiş metal alaşımının yüzey geriliminin, sıvı haldeki metalin kalıp boşluğu içerisine yer çekimi kuvveti ile itilmesini imkansız kıldığını belirtmektedir. Özellikle erimiş altın alaşımının, yüzey geriliminin çok yüksek olduğunu (yaklaşık olarak cıvanın 2 katı) ve bu nedenle kalıp içerisine akmadığını ve yeterli basınç uygulanmadığı takdirde de eksik dökümler oluşacağını bildirmiştir.

Basınçlı döküm makinelerinin yetersizliği gözönüne alınarak yeni çalışmalara devam edilmiştir.

### **Vakum döküm**

Hem santrifüj hem de basınçlı döküm sistemlerinde revetman içerisindeki hava dikkate alınmamıştır.

Özellikle Taggart ve Jameson'un bu döküm sistemlerini geliştirdiği

zamanlarda kullanılan revetmanların oldukça poroz olduğu, erimiş metalin manşet içerisine girdiğinde havanın kolaylıkla bu poroziteler arasına girebileceği belirtilmiştir(46).

Frink(39), manřet içerisindeki hava bořaltıldıđı takdirde, atmosfer basıncının alařımın manřet içerisine akıřına imkân verebileceđini, dűřünműř ve bunun için manřetin altından vakumla revetman içerisindeki havayı bořaltıp, dűkűm yapmayı denemiřtir. Arařtırmacı, ancak tam bir vakumun erimiř metal alařım dűkűm deliđini ۆrttüđű zaman sađlanabildiđini bununda dűkűműn tamamlanabilmesi için yeterli bir sűre olmadıđını belirtmiřtir.

Heming(46), sadece vakum uygulamasının manşet içerisindeki ince kısımları doldurmaya yetmeyeceğini ve dolayısıyla sağlıklı dűkűmlerin elde edilmesi için yeterli olmadığını belirtmiştir. Araştırmacı, vakum uygulansa dahi, erimiş metal alaşımının yűzey geriliminin, normal atmosfer basıncıyla manşet içerisine itimine engel olacağını vurgulamıştır. Bu nedenle hem vakum hem de basıncın birlikte kullanımı ۆnerilmiřtir.

### **Vakum-basınçlı dűkűm makineleri**

Vakum-basınçlı dűkűm makinelerinde, erimiř, metalin kalıp bořluđu içerisine itimi için bir yandan basınç uygulanırken daha detaylı dűkűmlerin sađlanabilmesi içinde genellikle manřetin alt kısmından vakum uygulanır(46,71).

Bu tip dűkűm makinelerine ۆrnek olarak Tricaster (Whip-mix-Corp. USA) verilebilir. Tűrűnűn ilk ۆrneklerinden olan bu dűkűm makinesinde metalin eritilmesi, manřet ۆzerinde açılan derince bir oyuk ۆzerinde olur. Manřet ۆzerinde hazırlanan bu çukur kısım pota vazifesi gűrűr. Metal alařım eritildiđinde, erimiř metalin kalıp içerisine itimi için manřetin ۆzerinden hava basıncı uygulanır.

Daha detaylı dökümlerin sağlanabilmesi için bu arada revetman içerisindeki hava, manşetin altından uygulanan vakumla boşaltılır.

Bu tip döküm makinelerinde erimiş metalin kalıp içerisine girişi nispeten daha yavaş olduğundan ve aynı zamanda da vakum uygulandığından, gazın kaçışı daha kolay ve hızlı olur(92). Metal, manşet üzerinde direkt olarak eritildiğinden ve aynı zamanda aşağıdan da vakum uygulandığından metal alaşımın türbülansı da elimine edilmiş olur. Ayrıca, santrifüj döküm makinelerindeki açılı (açılı akıma) şekilde metal akımına kıyasla, bu tip makinelerde metalin kalıp içerisine akışı düz bir şekilde sağlanır(69).

Ancak, bu makinelerle altın alaşımları eritilip, küçük manşetlerin dökümü yapılabilir(71,83).

Daha sonraki yıllarda Henning metal alaşımın oksidasyonunu önlemek için azaltılmış atm.basıncında elektrik kaynağı ile eritilen vakum-basıncılı döküm makinesini geliştirmiştir. Araştırmacı, merkezkaç kuvveti ile çalışan döküm makineleri ile vakum basıncılı döküm makinelerini karşılaştırdığında vakum-basıncılı döküm makinelerinde 7 kat daha fazla kuvvet elde edilebileceğini bildirmiştir(46).

Fukui ve arkadaşları, Cr-Co metal alaşımları için indüksiyon eritmeli vakum-basıncılı döküm makinelerinin geliştirmişlerdir(46).

Vakum-basıncılı döküm makineleri ile merkezkaç kuvveti ile çalışan döküm makinelerin problemi olan sıvı metalin türbülansı ve erimiş metal yüzeye çarptığında etraftan artık maddelerin döküm içerisine karışması önlenir(46,71).

Ayrıca, vakumun uygulandığı santrifüj döküm makineleri de mevcuttur(28).

Günümüzde indüksiyon eritme sisteminin ve vakum-basınç kuvvetinin uygulandığı otomatik döküm makineleri vardır. Genellikle iki ayrı odacığın bulunduğu bu makinelerde manşet ve metal makine içerisindeki yerlerine yerleştirir. Kullanılan metal alaşımı belirtilerek erime ısısının tayini sağlanır ve döküm işlemi başlatılır. Metal uygun erime noktasına ulaştığında pota otomatik olarak açılır ve vakumla havası alınmış ortama basınç uygulanarak metalin itimi sağlanır. Çalışmamızda kullandığımız döküm makinelerinden biri de bu şekilde çalışmaktadır(7).

Carter, ve ark.(17), metal döküm ısısının ve manşet ısısının Cr-Co alaşımlarının mekanik özellikleri ve mikro yapısı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Azaltılmış ve manşet ve metal ısısının avantajları olduğunu belirtmişlerdir.

Fusayama(40), farklı döküm tekniklerinin, elde edilen dökümlerin yüzey düzgünlüğü üzerindeki etkisini incelemiştir. Basıncılı döküm sistemi ile elde edilen dökümlerin yüzey düzgünlüğünün, santrifüj kuvveti ile elde edilenlere göre daha iyi olduğunu belirtmiştir. Araştırmacı ayrıca metal alaşımı eritme şeklinin de dökümün pürüzlülüğünü etkilediğini, elektrikle eritmenin gazla eritmeye oranla daha olumlu sonuçlara sebep olduğunu göstermiştir.

Finger(34), vakum-basınç döküm makinesi ve santrifüj döküm makinesi kullanarak elde ettiği dökümlerde döküm yapısını incelemiştir. Böylece döküm sisteminin farklılığına bağlı olarak döküm yapısında değişiklik olup olmadığını araştırmıştır. Çalışmanın sonucunda, kullanılan döküm sistemine bağlı olarak, dökümlerdeki gren büyüklüklerinde farklılıklar gözlenmiştir.

Preston(85), Presswood(84), döküm makinesindeki başlangıç hızının dökülebilirlik üzerinde etkisi olduğunu belirtmişlerdir.

Dunovan(25), klasik kırık kollu santrifüj döküm makinesi ile kendi geliştirdiği vertikal (dikey) yönde rotasyon yapan santrifüj döküm makinesinin alaşımın dökülebilirliği üzerinde etkili olup olmadığını araştırmış ve yeni geliştirilen döküm makinesi ile elde edilen dökümlerden daha olumlu sonuçlar alındığını bildirmiştir.

Bu sonuçlar, döküm sistemleri geliştikçe dökümlerden beklenen başarının artacağını göstermektedir.

Kiyama(59), Ag, Pd, Au alaşımlarından elde edilen kuronların porozitesi üzerinde döküm sisteminin etkisi olup olmadığını araştırmıştır. Argon basıncı altında indüksiyon yöntemiyle eritme sağlandığında ve döküm makinesi olarak vakum basınçlı döküm makinesi kullanıldığında en az poroziteli dökümler elde edileceğini belirtmiştir.

Araştırmacı, vakum-basınçlı döküm sisteminin, santrifüj döküm sistemine kıyasla porozite üzerinde daha olumlu etkisi olduğunu, vakum-basınçlı döküm makinesi kullanıldığında eğer eritme yöntemi olarak argon basıncı altında indüksiyon eritme uygulanırsa sonuçta çok az poroziteli dökümlerin elde edileceğini vurgulamıştır.

Wisser ve Carlson(115) vakum-basınçlı döküm makinesi kullanarak değersiz metal alaşımından elde ettiği kuronların uyumun, santrifüj döküm makinesi ile elde edilenler kadar iyi olduğunu belirtmişlerdir.

Shanley(92), hareketli parsiyel protezlerin modele uyumu üzerinde, 2 farklı döküm tekniğinin etkisini araştırmıştır. Döküm teknikleri olarak santrifüj

döküm makinesi ve vakum basınçlı döküm makinesi kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, protezlerin uyumu üzerinde döküm tekniğinin etkisi olmadığı, vakum basınçlı döküm makineleri ile elde edilen dökümlerin, santrifüj döküm tekniği kullanılarak elde edilen dökümlerle benzer sonuçlar elde edildiğini göstermiştir.

Hotta(48) Au-Ag-Pd alaşımında elde edilen dökümlerde döküm sisteminin etkisini araştırmıştır. Vakum-basınç döküm makinelerinin daha ince ayrıntılar verdiğini ve daha düzgün yüzeyler elde edildiğini belirtmiştir. Araştırmacı, elde ettiği kuronların boyutsal değişiklikleri üzerinde ise döküm makinelerinin belirgin bir etkisi olmadığını göstermiştir.

Kasloff(58), vakum-basınçlı döküm makinesi ve horizontal yönde ve vertikal yönde merkezkaç hareketi yapan döküm makinesi ile elde ettiği tüm dökümlerin klinik olarak kabul edilebilir ölçülerde olduğunu belirtmiştir.

Asgar(2), farklı döküm sistemlerinin dökülebilirlik üzerindeki etkisini araştırmış ve döküm sistemi farklılığının, dökülebilirlik üzerinde belirgin derecede etkisi olduğunu belirtmiştir.

Araştırmacı, Vakum-basınç (Tri-Caster) döküm makinesi ile elde edilen dökümlerin en kötü sonuç verdiğini; bunun nedeninde kullanılan fosfat bağlayıcı revetman olduğunu belirtmiştir.

Tri-Ccster döküm makinesinin, fosfat bağlayıcı revetmanlar ve dolayısıyla yüksek erime derecesi olan değersiz metal alaşımları için uygun olmadığını küçük alçı bağlayıcı menşetler ve altın alaşımları için güvenle kullanılabilceği



belirtmiştir.

Phillips(82) santrifüj döküm makinesi kullanılarak elde edilen dökümlerde, geri basınca bağlı porozitenin gözlendiğini belirtmiştir. Santrifüj döküm makineleri kullanıldığında kalıp içerisindeki gaz kaçışının, basınçlı döküm makineleri kullanıldığında oranla daha zor olduğunu, bu nedenle de daha büyük geri basınç porozitesinin meydana geldiğini belirtmiştir.

Bayraktar(6), indüksiyon ısı kaynaklı eritme ve döküm sistemlerinin asetilen - oksijen ısı kaynaklı eritme ve döküm sistemlerine göre daha olumlu etki yaptığını bu nedenle tercih edilen bir döküm sistemi olması gerektiğini belirtmiştir.

Jones ve ark.(55), 2 farklı eritme yöntemini (indüksiyon ve asetilen-ok-sijen) karşılaştırdığında indüksiyon eritme uygulanan dökümlerde daha az gaz porozitesi gözlendiğini belirtmiştir.

Süer(97), üç değişik döküm yönteminin (açık alev-santrifüj, indüksiyon-santrifüj, indüksiyon-vakum basınç) döküm deformasyonu üzerine anlamlı bir etkisi olmadığını ancak yapılan varyans analizinin detay sonuçlarına göre indüksiyon santrifüj döküm yönteminin diğerlerine göre stabil sonuçlar verdiğini belirtmektedir.

#### **1.2.4.6.3. Titanyum döküm teknolojisi**

Titanyum ve alaşımlarının;

- yüksek erime derecesine sahip olması(1660-1672°C),

- havayla temasa geçtiğinde, havadaki O, N ve H gibi elementlerle kolaylıkla reaksiyona girmesi ve okside olması,

- seramik potayla reaksiyona girmesi,

- klasik revetman materyalleri ile reaksiyona girmesi,

bu metal ve alaşımlarının klasik döküm yöntemleri ve malzemeleri kullanılarak dökülmesini olanaksız hale getirir(11,22,43,47,52,99).

Dişhekimliğinde Ti alaşımları için döküm uygulamaları, 1970'li yılların başlarında Waterstrat'ın çalışmalarıyla başlamıştır. Bunu özellikle Japonya'da daha sonrada Avrupa'da hassas titanyum dökümler için uygun revetman ve döküm sistemi geliştirilmesine yönelik çalışmalar takip etmiştir(22,54,65).

Waterstrat, % 82 Ti - % 13 Cu - % 5 Ni alaşımını 1500°C'de klasik döküm makinesi ve fosfat bağlayıcı revetman kullanarak dökmüştür. Klasik döküm sistemleri kullanımı ile Ti alaşımının dökümün gerçekleşmesi Cu ve Ni'in alaşıma ilavesi sonucu erime ısısının dürürülmüş olmasına bağlanmıştır(65).

Waterstrat(110), diş hekimliğinde döküm alaşımı olarak düşünülebilecek, uygun korozyon direncine, doku uyumuna ve gerilme direncine sahip yaklaşık 20 metal ve metal alaşım olduğunu ancak bunların yüksek erime derecelerine sahip olması, atmosferdeki gazlarla, seramik potayla ve revatmanlarla kolaylıkla reaksiyona girdiğinden, bu metallerin yarısından fazlasının diş hekimliğinde kullanılmadığını bildirmiştir. Bu nedenle de, yeni döküm sistemlerini geliştirmeye yönelmiş ve bu metallerin ark-eritme yöntemleri ile eritebileceğini belirtmiştir.

Araştırmacı, buna ilaveten 1670°C'de eriyen saf Ti ve 2469°C'de eriyen nobium için zirconia esaslı revetmanı önermiştir.

İda ve arkadaşları da 1980'den beri Titanyum ve döküm sistemi üzerinde çalışmaktadırlar(52,53).

Araştırmacılar Titanyum dökümlerin sağlanabilmesi için 2 seçenek olduğunu belirtmişlerdir. Bu dökümlerin gerçekleşebilmesi için ya, Ti alaşımının erime derecesi düşürülerek klasik döküm makineleri ile dökülebilecek seviyeye getirmek gerektiğini, ya da yüksek eritme derecesine sahip döküm makineleri ve bu ısılara dayanıklı revetman geliştirmek gerektiğini bildirmiştir.

İda ve ark.(52) bu amaçla "Castmatic" adını verdikleri döküm makinesini geliştirmişlerdir. Castmatic (I watani & Osaka Japan) vakum basınçlı döküm makinesidir. Dökümler argon basıncı altında yapılır. Argon atmosferi titanyumun eritilmesi ve dökümü esnasında diğer elemanlarla reaksiyona girerek okside olmasını önler. Bu döküm makinesi ile döküm yapıldığında yukarıdan 2 atm, değerinde basınç, aşağıdan da 1 atm değerinde vakum uygulanır. Alaşımın eritilmesi için ise ark-eritme kullanılır. Ti ve alaşımları döküm esnasında seramik pota ile reaksiyona girdiğinden bu döküm makinelerinde bakır pota kullanılmaktadır.

Titanyum dökümleri elde etmek için vakum-basınç döküm makineleri kullanıldığı gibi merkezkaç kuvveti ile çalışan döküm makineleri de geliştirmiştir. Ohara firması tarafından geliştirilen "The Ohara" bu tip döküm makinesine bir örnektir.

"The Ohara" (Ohara Inc Osaka, Japan) döküm makinesinde de eritme,

elektrik-ark eritmedir. Dökümler organ gazı koruması altında yapılır ve erimiş metalin manşet içerisine itimi merkezkaç kuvveti ile sağlanır.

Bu döküm makinesinde merkezkaç kuvvetini meydana getiren kol yer düzlemine dikey yönde hareket eder.

Hutten(51), titanyumun düşük özgül ağırlığının, merkezkaç kuvveti gereken döküm sistemleri için güçlük teşkil ettiğini ve başarılı dökümler için merkezkaç kuvvetinin artırılması gerektiğini bildirmiştir. Araştırmacı bu tip döküm makineleri için başlangıç hızının yer çekimi kuvvetinden 20 kere daha fazla olması gerektiğini vurgulamıştır.

Taira(99) Saf Ti ve 4 farklı Ti alaşımından "castmatic" kullanarak elde ettiği dökümlerin mikroyapılarını incelemiş ve bu dökümlerin oldukça geniş grenlere sahip olduğunu ve döküm sonrası dirençlerinin arttığını göstermiştir.

Hero(47), başarılı titanyum dökümler için vakum-basınç döküm makinesi kullanıldığında argon basıncının miktarının dökümün hassasiyeti üzerinde etkili olduğunu belirtmiştir.

Lautenschlager(65), titanyum dökümler için geliştirilen merkezkaç kuvveti ile çalışan döküm makineleri (Ohara) ile elde edilen dökümlerin genellikle daha hassas ve dökülebilirliklerinin daha iyi olduğunu belirtmiştir. Diğer taraftan yine aynı alaşım için olan vakum, basınçlı döküm makinelerinde (Castmatic), basınç çemberi dolayısıyla titanyumun yüzeyine etraftan element bulaşmasının engellendiğini dolayısıyla titanyumun okside olma ihtimalinin daha az olduğunu bildirmiştir.

Takahashi(100) "Castmatic" ile elde edilen titanyum dökümlerin, argon basıncı altında gerçekleşmesine karşın, revetmandan etkilenmeye yüzeyinde oksit tabakası oluşturmaya karşı oldukça duyarlı olduğunu ifade etmiştir. Araştırmacı bundan dolayı elde edilen dökümlerin sertliğinin 3 kat arttığını bildirmiştir.

Ida ve ark.(52) Castmatic ile elde edilen Ti dökümlerin dökülebilirliğinin, Ni-Cr ve Cr-Co alaşımlarından daha iyi olduğunu belirtmiştir.

Hamanaka(43), Ida ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen döküm sisteminin etkinliğine rağmen, elde edilen dökümlerin fiziksel özelliklerinde azalma görüldüğünü ve dökülebilirliğin tatminkâr olmadığını öne sürerek yeni döküm sistemleri geliştirmeyi önermiştir.

Homanaka, Ida ve ark. tarafından(52) geliştirilen "Castmatic" adlı döküm makinesine bazı ilaveler yaparak (erimiş metal alaşımının kalıp boşluğuna iletimini sağlayan bakır potalarda değişiklik) daha başarılı dökümlerin elde edilebileceğini savunmuştur.

Sunnerkrantz(96) ve Hero(47), Ti dökümlerin döküm kalitesi üzerinde argon basıncının etkisi olduğunu belirtmiştir.

Bessing ve ark(10), 3 farklı döküm yönteminin saf titanyumdan elde edilen dökümlerin dökülebilirlikleri üzerindeki etkisini araştırmışlar en iyi sonuçların ise vakum-basıncılı döküm makineleri ile elde edildiğini belirtmişler.

Takahashi ve ark(102) ise aynı amaçla yaptıkları çalışmalarında en iyi sonuçların santrifüj döküm makineleri ile elde edildiğini belirtmişler. Araştırmacı-

lar, Bessing ve ark. tarafından yapılan çalışma ile farklı sonuçlar bulunmasını metod farklılığına ve kendi araştırmalarında kullandıkları döküm makinesinin dönüş hızındaki farklılıktan dolayı olabileceğini belirtmişlerdir.

Bugün titanyum dökümlerin elde edilmesi için farklı firmaların farklı döküm makineleri mevcuttur. Bu döküm makineleri, uzay endüstrisinde büyük dökümler yapmak için kullanılan, büyük hacimli, büyük vakumlu, merkezkaç kuvveti ile hareket eden, çift ark eritmeli makinelerin aksine, küçük ince ve hassas dökümlerin yapımı için küçük, tek ark eritmeli ve uzay endüstrisinde kullanılanlara göre nispeten ucuz makinelerdir (20.000-55.000 \$)(65).

Titanyum dökümlerin elde edilmesindeki en büyük güçlüklerden biri de uygun revetman sağlanmasıdır.

Titanyum için uygun revetman 1700°C gibi yüksek derecelerde dahi metal alaşım ile reaksiyona girmeyecek, bu ısılara dayanıklı erimiş titanyum metalinin soğuması esnasında meydana gelen büzülmei karşılayacak şekilde genleşme gösterebilen ve döküm işleminin sonrası, soğuduğunda da metalden kolayca ayrılabilen bir revetman olmalıdır.

İda ve ark(52), saf titanyum ve farklı titanyum alaşımlarının 2 farklı revetman kullanarak (fosfat bağlayıcı revetman ve magnezyum cement) geliştirdikleri döküm makinesi ile dökmişler ve dökümlerin fiziksel özelliklerini incelemişlerdir. Araştırmanın sonucunda, fosfat-bağlayıcı revetmanlar ile elde edilen dökümlerin mekanik özelliklerinin döküm restorasyonlar için uygun olmadığını belirtmişlerdir. Fosfat bağlayıcı revetmanların içeriğinde bulunan silica'nın titanyum dökümleri sert ve kırılğan yaptığını ifade etmişlerdir.

Müller(73), titanyum dökümler için uygun fosfat bağlayıcı revetmanlar üzerinde yaptığı çalışmasında bazı fosfat bağlayıcı revetmanların titanyum dökümler için uygun olduğunu, bazılarının ise titanyumla reaksiyona girdiğini belirtmiştir(73).

Takahashi ve arkadaşları(101), saf titanyumdan elde edilen dökümler üzerinde 5 fosfat bağlayıcı revetmanın etkisini araştırmış, quartz içeren fosfat bağlayıcı revetmanlar ile elde edilen dökümler daha az döküm porozitesi ve yüzey sertliği gösterdiğini ve dökülebilirliklerinin daha iyi olduğunu belirtmiştir.



### 1.3. AMAÇ

- 1- 3 farklı döküm sistemi kullanılarak, Cr-Co metal alaşımından üretici firmaların önerilerine uygun olarak elde edilen metal kaide plaklarının, alçı modelleri ile olan uyumunu karşılaştırmak ve döküm yönteminin, metal kaide plaklarının boyutsal değişikliği üzerindeki etkisini araştırmak.
- 2- Cr-Co metal alaşımı ile elde edilen metal kaide plaklarının boyutsal değişimini, saf titanyum (% 95)'dan elde edilen metal kaide plaklarının boyutsal değişimiyle karşılaştırmak. Elde edilen metal kaide plaklarının uyumu üzerinde alaşım farklılığının etkisi olup olmadığını incelemek.





## **2. GEREÇ VE YÖNTEM**

## 2.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Araştırmamızda kullanılmak üzere üst tam dişsiz bir alçı model elde etmek için kliniğimize başvuran hastaların birinden ölçü alındı ve model elde edildi. Elde edilen modelden çalışmada kullanılmak üzere çok sayıda model üretebilmek için silikon matris hazırlandı. Silikon matris yapımı için de dublikat maddesi olarak Silikon-Kautschuk (Wacker Chemie GmbH, München, Germany) kullanıldı.

Çalışmamızda kullanılacak alçı modellerin aşınmaya karşı dirençli olabilmesi için modellerin elde edilmesinde Tip IV sert alçı (BegoStone, Bego, Germany) kullanıldı. Üretici firma tarafından belirtilen su/toz oranında hazırlanan sert alçı vakumlu bir karıştırma aygıtında (Alpha Vac, Schutz-Dental, Germany) yine firma tarafından belirtilen sürede (30 sn) karıştırıldı. Su/toz oranının saptanmasında toz için ölçek kullanılmamıştır. Ölçek kullanımı sonucunda ölçeğe konulan toz miktarında değişiklik olabileceği düşünülerek (ölçek içerisine sıkı veya gevşek yerleştirme) toz, bir terazide 100 gr olarak tek tek tartılmış ve belirtilen oranlarda distile su ile karıştırılmıştır.

Hazırlanan alçı, matrislerin içerisine bir vibratör (Herbest Vibromaster, Germany) aracılığıyla döküldü. Modellerin alt kısımlarının düz olmasını sağlamak için matrislerin üzerine birer cam levha yerleştirildi ve alçı modellerin sertleşmesi için beklendi. Yaklaşık 20 dk sonra modeller matrislerinden ayrıldı ve oda sıcaklığında bırakıldı. Bu şekilde 32 model hazırlandı (Resim 1).

Elde edilen bu modellerden revetman modeller yapımı için her bir modelden ayrı ayrı agar agar esaslı duplikat materyali (Wirodouble, Bego, Germany) kullanılarak matrisler elde edildi. Çalışmada kullanılan duplikat materyali, üretici firmanın önerilerine uygun olarak (ısı 93°C'ye kadar çıkarıldı ve 45°C'ye kadar ısı düşürüldü) bir duplikat eritme apareyinde (Herbst, Gelovit S.L., Germany) hazırlandı. Duplikatların elde edilmesinden önce modeller 5 dk su içinde bekletildi ve daha sonra modeller kurutulularak Begon'nun duplikat alınması için hazırlanan özel kalıplarına yerleştirildi ve sıvı kıvamlı agar agar kalıp içerisine dolduruldu. Agar agar esaslı duplikat materyali birden fazla kullanım için uygun olduğu halde, materyale su ve revetman artığı bulaşmasını mümkün olduğunca önlemek için aynı malzemeyi en fazla 2 kere kullandık.

Duplikat materyali sertleştikten sonra (90 dk) modellerden ayrıldı.

Elde edilen matrisler ile modellerinin karıştırılmaması için numaralandırıldı.

Revetman modellerin hazırlanması için fosfat-bağlayıcılı bir revetman (Wirovest, Bego, Germany) kullanıldı (Resim 2).

Üretici firmanın önerilerine uygun olarak su/toz oranında hazırlanan revetman vakumlu bir karıştırıcı aygıtında 60 sn karıştırıldı. Hazırlanan revetman matrislerin içerisine bir vibrator aracılığıyla dökülmüştür. Revetman sertleştikten sonra (30 dk), modeller duplikat materyalinden ayrıldı. [1 paket Wirovest 400 gr toz içermekte idi ve likid olarak da 52 ml distile su kullanılmıştır. Belirtilen bu su/toz oranı ile her defasında 2 matris revetmanla doldurularak, revetman modeller elde edildi-]



Resim 1 : Silikon matris, kullanılan Tip IV sert alçı ve bu alçıdan elde edilen model



Resim 2 : Çalışmamızda Cr-Co alaşımlarından elde edilen metal kaide plaklarının yapımı için kullanılan revetman (Wirovest, Bego, Germany) ve kullanılan Cr-Co metal alaşımı (Wironit)

Elde edilen revetman modeller kurutma fırınında (Herbst, Secatherm, Germany) 250°C'de 60 dk bırakıldı.

Revetman modeller kurutma fırınından çıkartıldıktan sonra 5 sn süreyle bir sıvı sertleştirici içerisine daldırılıp çıkartıldı.

Elde edilen revetman modeller daha sonra oda sıcaklığında modelaj için bekletildi.

Modelaj mumu olarak 0.5 mm kalınlığında yeşil pürüzlü (multiwax, microcrystalline dentalwax, Türkiye) döküm mumu kullanılmıştır. (Resim 3)

Döküm mumunun model üzerine yerleştirilmesine yardımcı olmak ve mum maketin her modelde aynı şekli koruyabilmesi, diğer bir deyişle mum maketin sınırlarının standartizasyonunun sağlanabilmesi için modelajı yapılan ilk revetman model üzerinden (alveol kretlerinin tepe noktasına kadar tüm damak) bir silikon ölçü maddesi (Coltoflax, Coltene AG, Switzerland) ile ölçü alındı. Ölçü maddesi sertleştikten sonra kenarları keskin bir spatül ile düzeltilmiştir.

Modelaj işlemleri esnasında modelaj mumu, revetman modele daha önceden belirlenen sınırlar dahilinde yerleştirildi. Bu işlemten sonra hazırlanan silikon kalıp, modelajı tamamlanan revetman model üzerine yerleştirildi ve ilk modelajın kenar sınırlarının mum üzerinde izinin çıkması sağlandı ve böylece modelajın sınırları kontrol edilmiş oldu. Fazlalıklar varsa düzeltildi.

Modelaj işleminden sonra döküm yolları bağlandı ve modeller manşete alınmak üzere 9 cm'lik plastik manşet halkaları içerisine yerleştirildi.

Fosfat-bağlayıcı revetman (Wirovest, Bego, Germany) manşetlerin hazırlanması için, yine üretici firmaların önerilerine uygun olarak, belirlenen su/toz oranında vakumlu bir karıştırma aygıtında karıştırıldı ve vibratör aracılığıyla manşet içerisine dolduruldu.

Plastik manşetler revetman sertleştikten sonra (30 dk) çıkartıldı ve manşetler 24 saat oda ısısında bekletildi.

Hazırlanan manşetler üretici firmaların önerilerine uygun olarak bir döküm fırına alındı. (Nüve, MF 120, Türkiye)

Çalışmada Cr-Co alaşımı olarak Wironit (Bego, Germany) kullanılmıştır. Her bir total metal kaide plağı için -6- gr'lık külçelerden 5 adet (30 gr Cr-Co alaşımı) sarf edildi (Resim 2).



Resim 3 : Revetman model üzerine yapılan modelaj; modelaj işlemi esnasında kullanılan döküm mumu



Resim 4 : Asetilen-oksijen eritmeli - santrifuj döküm makinesi

## 2.2. DÖKÜMLERİN ELDE EDİLMESİ

Çalışmamızda Cr-Co alaşımlarından metal kaide plaklarının elde edilmesi için 3 farklı döküm sistemi kullanılmıştır.

1- Asetilen-oksijen eritmeli merkezkaç kuvveti ile çalışan (santrifüj) döküm makinesi\* (Resim 4) (TS3, Degussa AG, Germany).

2- İndüksiyon eritmeli - merkezkaç kuvveti ile çalışan döküm makinesi (Fornax 35E, Bego, Germany)\*\* (Resim 5).

3- İndüksiyon eritmeli - vakum-basınçlı döküm makinesi (Nautilus MP, Bego, Germany)\*\*\* (Resim 6).

### **Titanyum metal kaide plaklarının elde edilmesi**

Titanyum metal kaide plaklarının yapımı için % 99.5 saf titanyum kullanıldı (Rematitan Ti4, Dentaurum, USA) (Resim 8).

Titanyum dökümleri elde edilmesi için ise Cr-Co alaşımında kullanılan farklı bir fosfat bağlayıcılı revetman (Rematitan Plus Investment, Dentaurum, USA) kullanıldı (Resim 7).

\*Bu dökümler özel bir laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

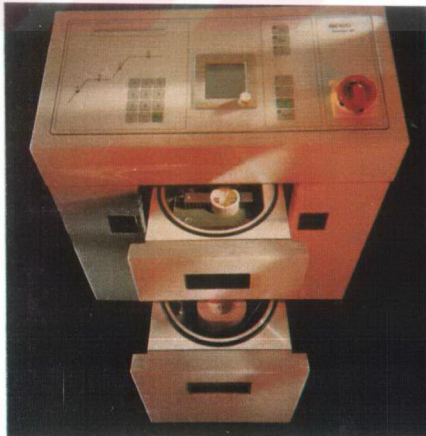
\*\*İ.Ü. Dış hekimliği Fakültesi, iskelet protez laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

\*\*\*Bego firmasının Bremen'deki laboratuvarlarından gerçekleştirilmiştir.





Resim 5 : İndüksiyon eritmeli - santrifüj döküm makinesi



Resim 6 : İndüksiyon eritmeli - Vakum basınç döküm makinesi

Revetman modellerin elde edilmesi için öncelikle ana modellerden duplikat alınması gerekiyordu. Ancak Ti dökümlerinin elde edilmesi için kullandığımız revetman için üretici firma tarafından silikon esaslı duplikat materyali kullanılması önerilmektedir. Bu yüzden duplikat materyali olarak Neo-Sil (Dentaurum, U.S.A) kullanıldı.

Revetman üretici firma önerilerine uygun olarak belirlenen su/toz oranında (16/100) vakumlu bir karıştırıcıda hazırlandı ve vibratör aracılığıyla matrisler içerisine boşaltıldı.

Elde edilen revetman modeller üzerinde herhangi bir sertleştirici kullanılmaksızın kurutma fırınına alındı. Modeller 70°C 40 dk fırında bırakıldı ve daha sonra modelaj işlemine geçildi.

Modelaj, Cr-Co metal kaide plağında olduğu gibi yapıldı.

Manşetler rematitan plus (Dentaurum USA) revetman kullanılarak kapandı ve döküm için fırına alındı. Döküm işlemi argon gazı koruması altında, ark eritmeli vakum basınçlı bir döküm makinesinde (Cyclarc, J.Marita GMBH, Frankfurt, Germany) yapıldı (Resim 8).

Elde edilen tüm dökümlerde, döküm yolları kesildi ve döküm yollarının bağlantı yerleri hafifçe düzeltilti. Tüm metal kaide plakları sadece kumlama işlemine tabi tutuldu.



Resim 7 : Saf titanyumdan elde edilen metal kaide plaklarının yapımında kullanılan revetman (Rematitan Plus) ve metal (Rematitan)



Resim 8 : Titanyum dökümlerin elde edilmesinde kullandığımız argon gazı koruması altında ark eritmeli vakum-basınçlı döküm makinesi

### 2.3. ÖRNEKLERDEN KESİTLERİN ALINMASI

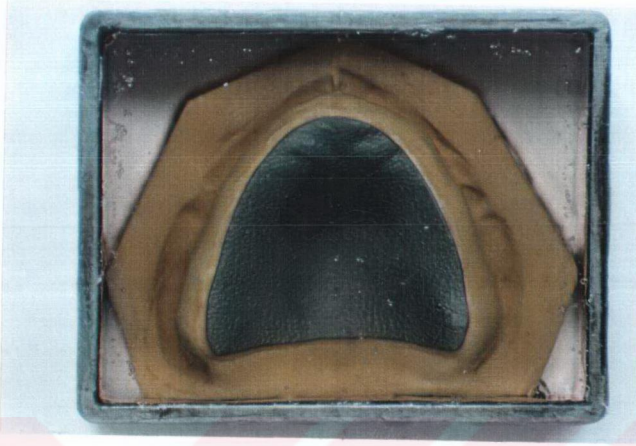
Elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile olan uyumunun saptanması için modellerin metal kaide plakları üzerinde iken kesitler alınması amaçlandı. Kesitlerin sağlıklı bir şekilde alınabilmesi için de alçı modeller metal kaide plakları üzerinde iken polyester içerisine, özel hazırlanan metal dikdörtgen kalıplar yardımıyla gömüldü (Resim 9).

Elde edilen polyester kalıplar üzerinde standardizasyonu sağlamak için kesit alınacak noktalar işaretlendi. Kesitler önce ön-arka yönde daha sonra da sağ sol yönde alındı.

Kesitlerin alınması için metalin kesim sırasında meydana gelebilecek ısıdan dolayı deformasyonu önlemek amacıyla su soğutmalı, elmas diskli, otomatik seramik kesme makinesinden yararlanıldı\* (Exatom, Struers, Denmark) (Resim 10-11).

---

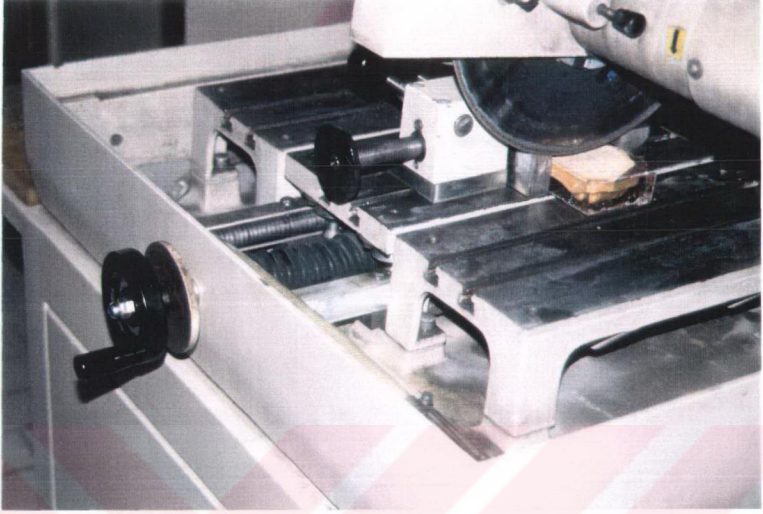
\*Bu kesitler Marmara Araştırma Merkezi'nde (Gebze) (TÜBİTAK) yapılmıştır.



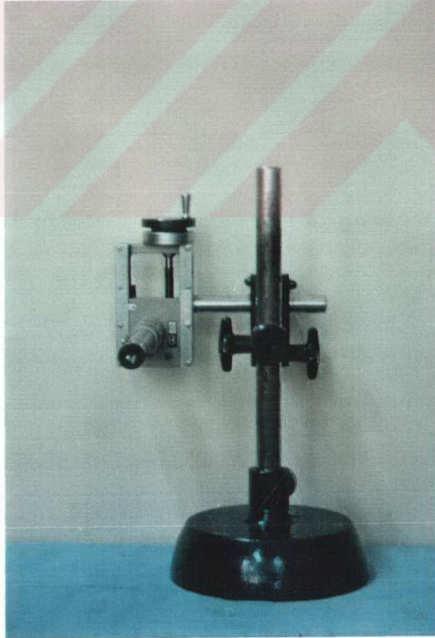
Resim 9 : Polyester içerisine gömülen metal kaide plağı



Resim 10 : Örneklerden kesit almak için kullanılan su sođutmalđ elmas diski, seramik kesme aleti (Exatom, Struers, Denmark)



Resim 11 : Örneklerden kesit almak için kullanılan su soğutmalı elmas diskli seramik kesme aleti



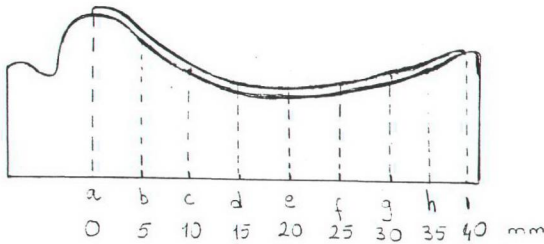
Resim 12 : Ölçüm için kullanılan optik mikrometre (Gaertner, Scientific Corp, U.S.A)

## 2.4. ÖLÇÜM YAPILMASI

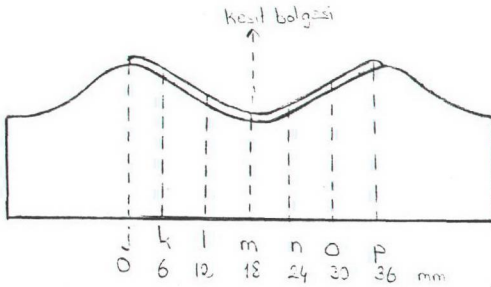
Metal kaide ile model arasındaki mesafeyi belirlemek için x10 büyütme-  
li, 38 mm merceği olan 0.001 mm hassaslıkta ölçüm yapabilen oküler kısmında  
referans noktasının kolay okunmasını sağlayan + işareti olan optik bir mikromet-  
reden (katotometre) (Gaertner Scientific Corporation, Chicago, USA) yararlanıldı  
(Resim 12).

Ölçüm işlemlerinin yapılabilmesi için optik mikrometre'nin sabit kaldı-  
ğı, örneklerin yerleştirildiği tablanın ise hareketli olduğu bir düzenek gerçekleştiril-  
di.

Ön-arka yönde elde edilen kesitlerde her 5 mm'de bir, sağ-sol yönde  
elde edilen kesitlerde ise her 6 mm'de bir ölçüm yapıldı (Şekil 1-2).



Şekil 1 : Ön-arka yönde elde edilen kesitlerde ölçüm noktalarının şematik gösterimi



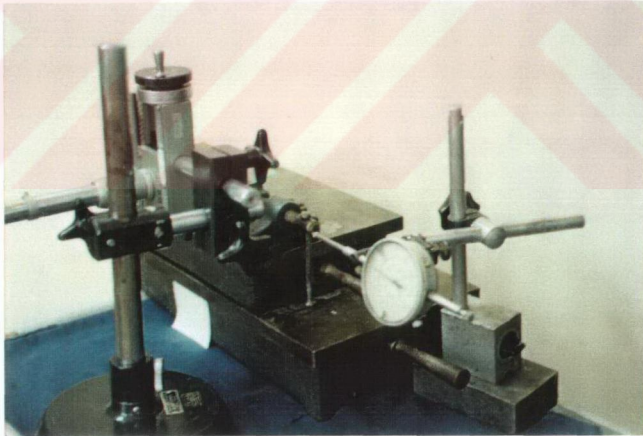
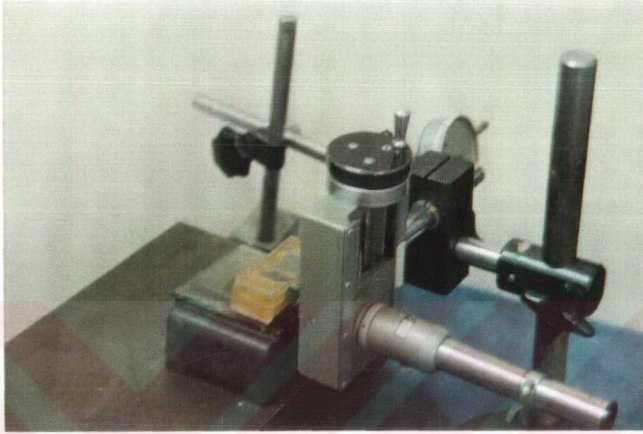
Şekil 2 : Sağ-sol yönde elde edilen kesitlerde ölçüm noktalarının şematik gösterimi

Her 5 mm ve 6 mm'de bir ölçüm yapılabilmesi için, optik mikrometrenin sabit kaldığı ve örneklerin yerleştiği tablanın hareketli olduğu bu düzenekte bir metal tabla ve bu metal tablanın üzerine modelin yerleştirebileceği bir menzene (Wild, Heerbrugg switzerland) bulunmaktadır. Mengene, altındaki metal tablaya sabitlenmiştir. Mengene üzerine yerleştirilen cam levha üzerinde de modelin konulacağı yer belirlenmiştir. Mengenenin hareket miktarını ölçmek içinde mengenin koluna bir komparatör (Bosch, Germany) yerleştirildi. Böylece mengenenin hareketini sağlayan bu kol döndürüldüğünde, mengenenin kaç mm ilerlediğini komparatörden okuma fırsatı bulduk (Resim 13, 14).

Ölçümler yaklaşık 1'er hafta ara ile 2 kere tekrarlandı ve ortalamaları alındı.

Her 4 grup için de elde edilen değerler Student-t testi ile  $p \leq 0.05$  anlamlılık düzeyinde istatistiksel olarak değerlendirildi.





Resim 13-14 : Ölçüm işlemlerinin yapılabilmesi için gerçekleştirilen düzenek. Optik mikrometre sabit, örneklerin yerleştirildiği tabla ise hareketlidir. Hareket miktarının tespiti için ise sağ tarafta mengeneyle temas eden ucu bulunan bir komparator yerleştirilmiştir.



### **3. BULGULAR**

### 3.1. ASETİLEN-OKSİJEN ISI KAYNAKLI, SANTRİFÜJ DÖKÜM MAKİNESİ KULLANILARAK Cr-Co METAL ALAŞIMINDAN ELDE EDİLEN METAL KAİDE PAKLARINA AİT BULGULAR

Asetilen-oksijen ısı kaynaklı merkezkaç kuvveti ile çalışan (santrifüj) döküm makinesi kullanılarak krom-kobalt metal alaşımından elde edilen metal kaide plakları ile alçı modelleri arasındaki hem ön-arka hem de sağ-sol yöndeki kesitlerde elde edilen ölçümler Tablo 1'de özetlenmiştir. Tablo 1'de verilen bu değerler aynı noktalarda birer hafta arayla elde edilen 2 ölçümün ortalamasıdır. "a" noktası ile "i" noktası arasındaki değerler ön-arka yöndeki kesitlerden elde edilmiştir. Bu değerler 0.161 mm ile 0.388 mm arasındadır.

"j" noktası ile "p" noktası arasındaki değerler ise sağ-sol yöndeki kesitlerden elde edilmiştir. Bu değerler ise 0.161 ile 0.396 mm arasındadır.

Tablo 1 : Asetilen-oksijen eritme - santrifuj döküm makinesi ile elde edilen Cr-Co metal kaide plakları ile alçı modelleri arasında 15 ayrı noktada elde edilen (a-p) mesafeler ve ortalama değerleri (Örnek sayısı = 10).

A	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Ortalama	SD	CV
a	0.227	0.277	0.216	0.161	0.264	0.208	0.256	0.27	0.23	0.222	0.2331	0.0350538	15.036082
b	0.273	0.205	0.202	0.178	0.287	0.241	0.234	0.212	0.234	0.292	0.2358	0.0382307	16.238635
c	0.314	0.275	0.202	0.263	0.317	0.316	0.31	0.287	0.306	0.278	0.2848	0.0361134	12.680267
d	0.325	0.229	0.217	0.278	0.371	0.356	0.325	0.306	0.388	0.35	0.3145	0.0577528	18.363379
e	0.32	0.314	0.275	0.305	0.343	0.261	0.343	0.236	0.326	0.343	0.3066	0.0374913	12.228093
f	0.268	0.253	0.264	0.175	0.256	0.189	0.308	0.201	0.306	0.339	0.2559	0.0541448	21.158564
g	0.26	0.208	0.27	0.243	0.269	0.222	0.323	0.244	0.261	0.324	0.2624	0.0378336	14.418275
h	0.254	0.224	0.233	0.301	0.251	0.213	0.268	0.264	0.262	0.303	0.2573	0.0296125	11.508938
i	0.187	0.186	0.237	0.252	0.273	0.221	0.21	0.225	0.171	0.265	0.2227	0.0347149	15.588177
j	0.266	0.174	0.213	0.246	0.201	0.238	0.27	0.193	0.214	0.269	0.2284	0.0343227	15.027431
k	0.347	0.287	0.297	0.278	0.322	0.269	0.335	0.278	0.264	0.355	0.3032	0.0337369	11.120943
l	0.343	0.32	0.27	0.219	0.364	0.387	0.358	0.316	0.377	0.336	0.329	0.051435	15.633728
m	0.362	0.329	0.299	0.299	0.239	0.318	0.379	0.298	0.275	0.367	0.3165	0.0439299	13.878895
n	0.333	0.346	0.309	0.266	0.369	0.303	0.396	0.225	0.359	0.307	0.3213	0.0506031	15.749499
o	0.306	0.267	0.288	0.27	0.335	0.232	0.322	0.22	0.284	0.297	0.2821	0.0364583	12.923908
p	0.203	0.251	0.273	0.223	0.264	0.161	0.269	0.185	0.196	0.247	0.2272	0.039296	17.295787

### 3.2. İNDÜKSİYON ISI KAYNAKLI, SANTRİFÜJ DÖKÜM MAKİNESİ KULLANILARAK Cr-Co METAL ALAŞIMLARINDAN ELDE EDİLEN METAL KAİDE PLAKLARINA AİT BULGULAR

İndüksiyon eritmeli, santrifüj döküm makinesi kullanılarak Cr-Co metal alaşımından elde edilen metal kaide plakları ile alçı modelleri arasındaki hem ön-arka (uzunlamasına) hem de sağ-sol (enlemesine) elde edilen ölçümler Tablo 2'de özetlenmiştir. Tablo 2'de verilen bu değerler aynı noktalarda birer hafta arayla yapılan 2 ölçümün ortalamasıdır. Ön-arka yöndeki kesitlerde "a" noktası ile "i" noktası arasındaki değerler 0.152 ile 0.362 mm rasındadır. Sağ-sol yöndeki kesitler de ise "j" noktası ile "p" noktası arasındaki değerler 0.163 ile 0.378 mm arasındadır.

Tablo 2 : İndüksiyon eritme - santrifüj döküm makinesi ile elde edilen Cr-Co metil kaide plakları ile alçı modeller arasında 15 ayrı noktada elde edilen (a-p) mesafeler ve ortalama değerleri (Örnek sayısı = 10).

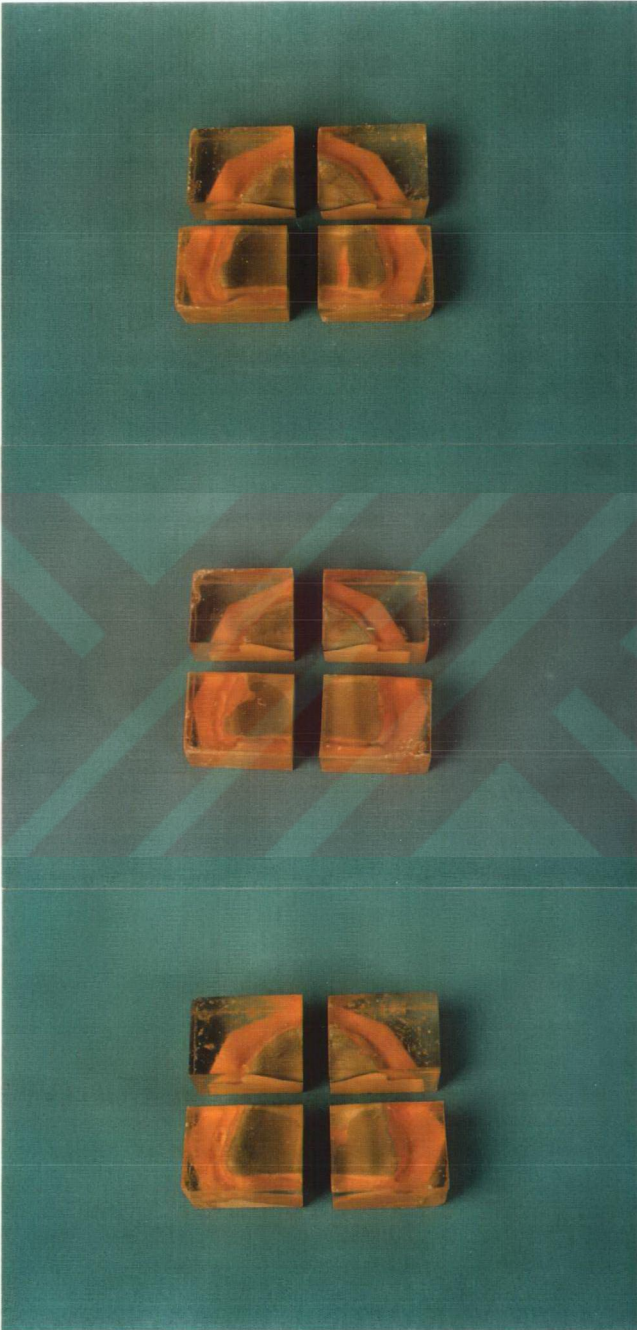
B	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Ortalama	SD	CV
a	0.219	0.272	0.195	0.235	0.285	0.152	0.269	0.27	0.236	0.201	0.2334	0.0423299	18.136213
b	0.215	0.251	0.205	0.276	0.254	0.202	0.231	0.265	0.245	0.263	0.2407	0.0261663	10.870938
c	0.299	0.322	0.246	0.284	0.268	0.259	0.221	0.287	0.282	0.267	0.2735	0.0282105	10.314632
d	0.282	0.344	0.262	0.308	0.254	0.258	0.333	0.362	0.295	0.285	0.2983	0.0377155	12.643465
e	0.278	0.331	0.291	0.319	0.267	0.292	0.34	0.321	0.316	0.281	0.3036	0.0248739	8.1929856
f	0.305	0.324	0.276	0.325	0.293	0.201	0.264	0.273	0.202	0.238	0.2701	0.0449505	16.642157
g	0.282	0.352	0.265	0.226	0.292	0.269	0.249	0.278	0.261	0.221	0.2695	0.0369662	13.716587
h	0.256	0.271	0.281	0.228	0.254	0.284	0.238	0.271	0.235	0.276	0.2594	0.020266	7.8126479
i	0.234	0.214	0.237	0.175	0.217	0.233	0.197	0.234	0.154	0.222	0.2117	0.0281269	13.286205
j	0.231	0.257	0.163	0.261	0.21	0.192	0.184	0.246	0.236	0.213	0.2193	0.0326192	14.874229
k	0.297	0.251	0.26	0.331	0.255	0.254	0.245	0.306	0.294	0.234	0.2827	0.0391182	13.837353
l	0.267	0.351	0.281	0.358	0.311	0.342	0.265	0.347	0.31	0.287	0.3119	0.0358808	11.50395
m	0.315	0.332	0.299	0.367	0.366	0.371	0.288	0.378	0.318	0.29	0.3324	0.0354188	10.655465
n	0.365	0.307	0.317	0.329	0.319	0.341	0.311	0.359	0.331	0.228	0.3207	0.0378713	11.808941
o	0.349	0.274	0.244	0.377	0.282	0.293	0.271	0.266	0.278	0.275	0.2929	0.0396609	13.540773
p	0.275	0.251	0.276	0.205	0.241	0.166	0.204	0.219	0.181	0.192	0.221	0.0383782	17.365717

### 3.3. İNDÜKSİYON ISI KAYNAKLI, VAKUM-BASINÇLI DÖKÜM MAKİNESİ KULLANILARAK, CR-CO METAL ALAŞIMLARINDAN ELDE EDİLEN METAL KAİDE PLAKLARINA AİT BULGULAR

İndüksiyon eritmeli, vakum-basınçlı döküm makinesi kullanılarak Cr-Co metal alaşımlarından elde edilen metal kaide plakları ile alçı modelleri arasındaki, hem ön-arka hem de sağ-sol yöndeki kesitlerden elde edilen ölçümler Tablo 3'de özetlenmiştir. Tablo 3'de verilen bu değerler aynı noktalarda birer hafta arayla yapılan 2 ölçümün ortalamasıdır. Ön-arka yöndeki kesitlerde, "a" noktası ile "i" noktası arasındaki değerler 0.171 ile 0.371 mm arasındadır. Sağ-sol yöndeki kesitlerde "j" noktası ile "p" noktası arasındaki değerler ise 0.18 ile 0.375 arasındadır.

Bu yöntemle elde edilen metal kaide plaklarının dökümü Almanya'da Bego'nun Bremen'deki laboratuvarlarında yapıldı. Ancak hazırlanan 10 örnekten bir kısmı defektili idi. Bu nedenle ölçümlerin doğruluğunu etkileyecek derecedeki büyük defektili dökümler çalışmadan çıkartıldı. Bununla birlikte çalışmaya dahil ettiğimiz 6 örneğin birçoğunda da defektler vardı. Ancak bu defektler ölçüm yapılan bölgelere rastlamayan yerlerde idi ve dolayısıyla araştırmanın hassasiyetine zarar vermeyeceği düşünüldüğünden çalışmalara dahil edildi (Resim 15).

Cr-Co metal alaşımından farklı yöntemlerle elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile arasındaki mesafeler Şekil 3 ve 4'de grafik olarak özetlenmiştir.

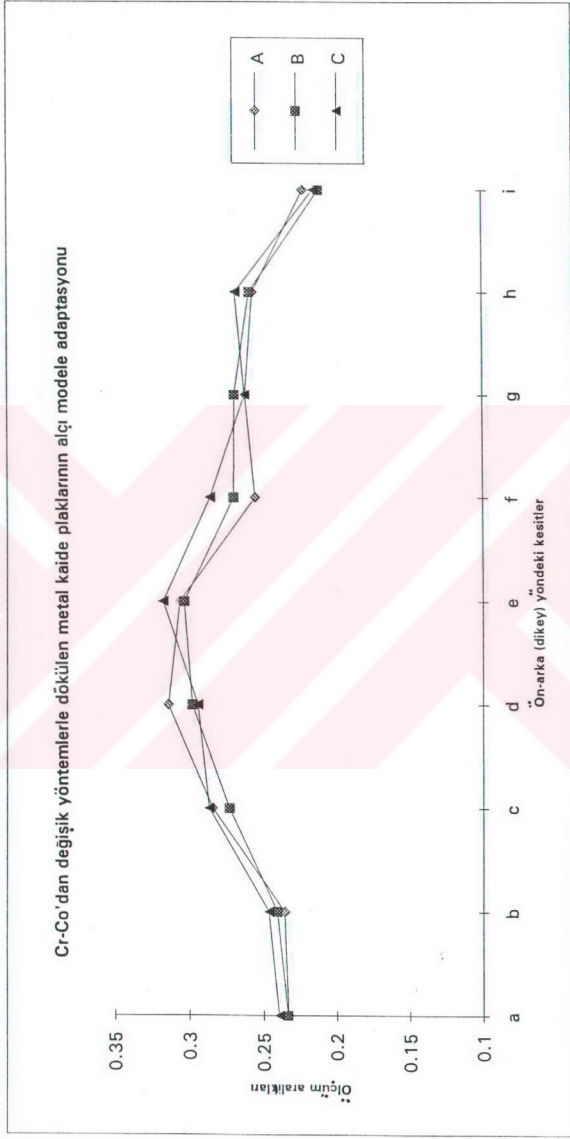


Resim 15 : İndüksiyon eritmeli, vakum-basıç döküm yöntemi ile Cr-Co metal alaşımından elde edilen defektlı metal kaide plakları

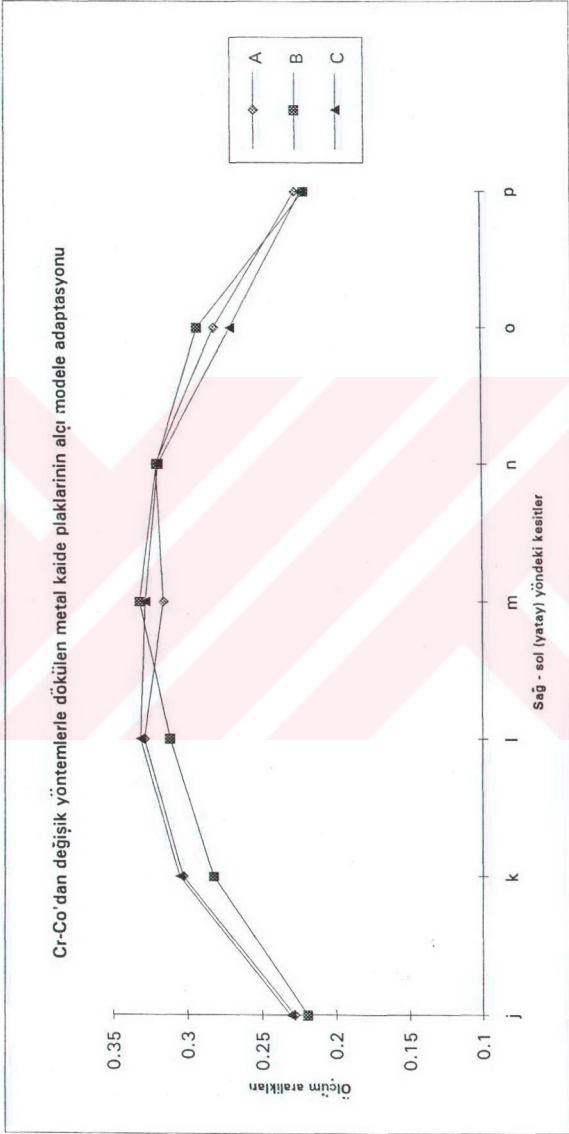


Tablo 3 : İndüksiyon eritme - vakum-basınç döküm makinesi ile elde edilen Cr-Co metal kaide plakları ile alçı modelleri arasında 15 ayrı noktada elde edilen (a-p) mesafeler ve ortalama değerleri (Örnek sayısı =6).

C	1	2	3	4	5	6	Ortalama	SD	CV
a	0.211	0.239	0.206	0.269	0.271	0.241	0.2395	0.02756628	11.5099306
b	0.205	0.224	0.221	0.271	0.287	0.271	0.2465	0.03382159	13.7207265
c	0.287	0.242	0.322	0.254	0.332	0.284	0.28683333	0.03570107	12.4466265
d	0.253	0.292	0.355	0.247	0.341	0.278	0.29433333	0.0448984	15.2542708
e	0.322	0.311	0.371	0.301	0.271	0.331	0.31783333	0.03328914	10.4737716
f	0.284	0.265	0.294	0.271	0.311	0.292	0.28616667	0.0167023	5.83656211
g	0.257	0.284	0.251	0.272	0.271	0.242	0.26283333	0.01553598	5.91096249
h	0.286	0.322	0.274	0.254	0.219	0.259	0.269	0.03449058	12.8217764
i	0.207	0.282	0.254	0.208	0.171	0.172	0.21566667	0.04450918	20.6379483
j	0.21	0.266	0.263	0.214	0.18	0.254	0.23116667	0.03495378	15.1205965
k	0.364	0.362	0.304	0.271	0.261	0.271	0.3055	0.04685616	15.3375329
l	0.372	0.349	0.354	0.314	0.251	0.351	0.33183333	0.04386076	13.2177091
m	0.333	0.375	0.271	0.351	0.271	0.371	0.32866667	0.04713244	14.3404982
n	0.295	0.317	0.284	0.342	0.352	0.33	0.32	0.02660075	8.31273496
o	0.225	0.282	0.332	0.271	0.331	0.247	0.2712	0.04003998	14.7640044
p	0.186	0.247	0.263	0.223	0.211	0.208	0.223	0.02797856	12.5464409



**Şekil 3 : Cr-Co metal alaşımdan farklı yöntemlerle elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile arasındaki mesafeleri (ön-arka yöndeki kesitlerde)**



Şekil 4 : Cr-Co metal alaşımından farklı yöntemlerle elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile arasındaki mesafeleri (sağ-sol yöndeki kesitlerde)

### 3.4. TİTANYUMDAN ELDE EDİLEN METAL KAİDE PLAKLARINA AİT BULGULAR

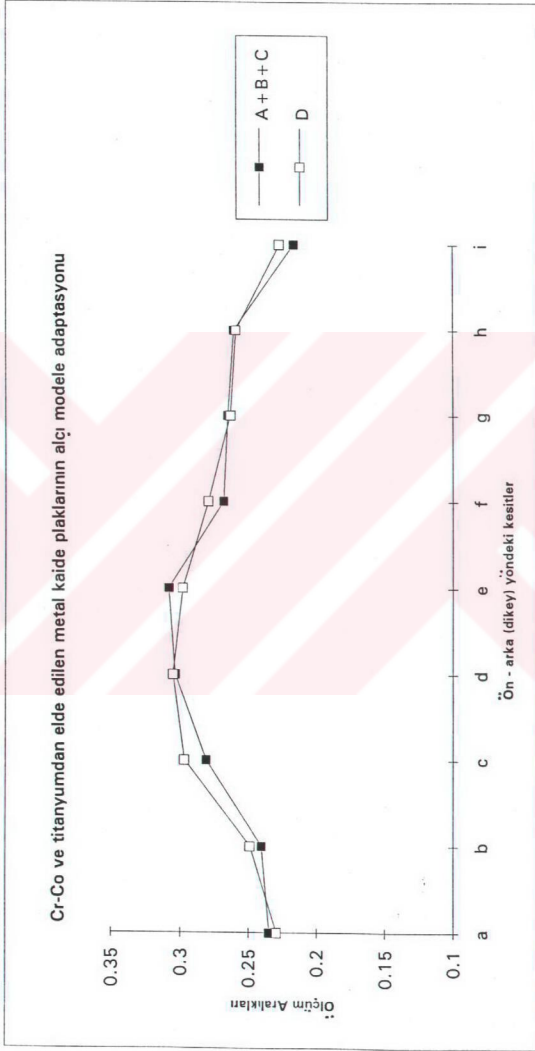
Argon gazı koruması altında, ark eritmeli, vakum-basınçlı döküm makinesi kullanılarak elde edilen metal kaide plakları ile alçı modelleri arasındaki hem ön-arka hem de sağ-sol yöndeki kesitlerde elde edilen ölçümler Tablo 4'de özetlenmiştir "a" noktası ile "i" noktası arasındaki değerler ön-arka yöndeki kesitlerden elden edilmiştir. Bu noktalar arasındaki değerler 0.169 ile 0.36 mm arasındadır. "j" noktası ile "p" noktası arasındaki değerler ise sağ-sol yöndeki kesitlerden elde edilmiştir. Bu değerler ise 0.174-0.398 mm arasındadır.

Cr-Co ve titanyumdan elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile olan mesafeler ise Şekil 5 ve 6'da grafik olarak özetlenmiştir.

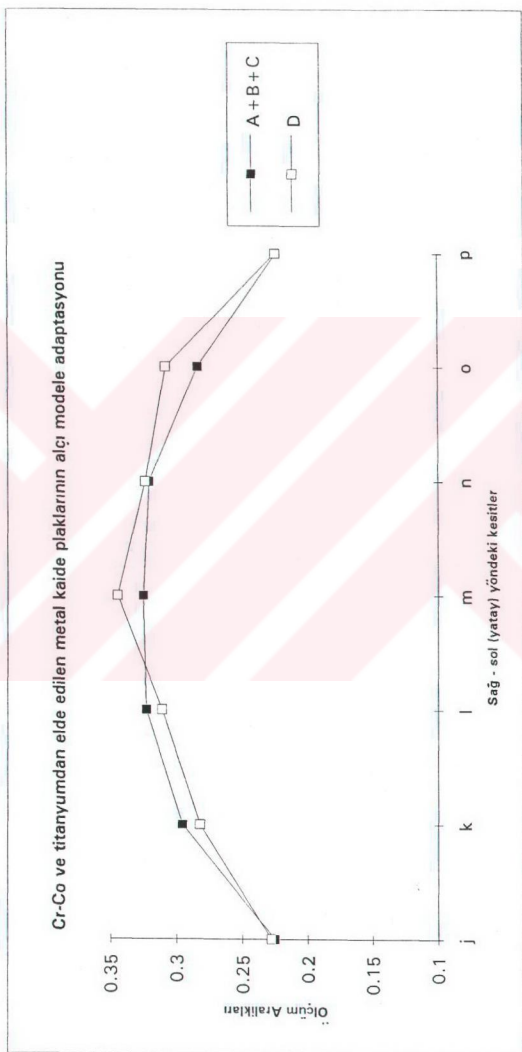
Elde edilen değerler Student t testi ile  $p < 0.05$  anlamlılık düzeyinde istatistiksel olarak değerlendirilmiş ve Tablo 5-6-7-8-9-10-11'de özetlenmiştir.

Tablo 4 : Titanyumdan elde edilen metal kaide plakları ile alçı modelleri arasındaki mesafeler ve ortalama değerleri  
(Örnek sayısı = 6).

D	1	2	3	4	5	6	Ortalama	SD	CV
a	0.278	0.239	0.195	0.26	0.195	0.209	0.229333333	0.03513782	15.3217255
b	0.28	0.252	0.264	0.245	0.218	0.234	0.248833333	0.02189444	8.79883874
c	0.283	0.263	0.271	0.316	0.299	0.349	0.296833333	0.03192752	10.7560434
d	0.252	0.301	0.289	0.36	0.289	0.339	0.305	0.03877628	12.7135349
e	0.287	0.333	0.332	0.266	0.277	0.292	0.297833333	0.02829429	9.50004034
f	0.308	0.291	0.283	0.25	0.254	0.29	0.279333333	0.02274789	8.14363735
g	0.206	0.276	0.3	0.274	0.23	0.293	0.263166667	0.03713983	14.1126634
h	0.266	0.32	0.253	0.206	0.229	0.282	0.259333333	0.04010819	15.4658819
i	0.275	0.233	0.192	0.206	0.169	0.287	0.227	0.04684015	20.6344289
j	0.266	0.262	0.174	0.232	0.184	0.25	0.228	0.03987982	17.4911489
k	0.311	0.252	0.26	0.257	0.294	0.321	0.2825	0.03004497	10.6353863
l	0.307	0.266	0.326	0.353	0.273	0.342	0.311166667	0.03587432	11.5289719
m	0.331	0.339	0.324	0.398	0.319	0.357	0.344666667	0.02933303	8.50975905
n	0.311	0.315	0.287	0.368	0.272	0.388	0.3235	0.04550494	14.0664435
o	0.311	0.362	0.317	0.324	0.247	0.288	0.308166667	0.03842612	12.4692654
p	0.191	0.239	0.279	0.256	0.2	0.182	0.2245	0.03924666	17.4818066



Şekil 5 : Cr-Co ve titanyumdan elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile arasındaki mesafeleri (ön-arka yöndeki kesitlerde)



Şekil 6 : Cr-Co ve titanyumdan elde edilen metal kaide plaklarının ölçü modelleri ile arasındaki mesafeleri (sağ-sol yöndeki kesitlerde)

Tablo 5 : Asetilen-oksijen, santrifüj döküm makinesi ile indüksiyon, santrifüj döküm makinesi kullanılarak elde edilen metal kaide plakaları arasındaki boyutsal değişimin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

A-B	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o	p
Sp =	0.03886	0.03279	0.0324	0.04877	0.03181	0.04976	0.0374	0.02537	0.03159	0.03348	0.03653	0.04435	0.0399	0.04469	0.03809	0.03894
Se =	0.01738	0.01467	0.01449	0.02181	0.01423	0.02225	0.01673	0.01135	0.01413	0.01497	0.01634	0.01983	0.01784	0.01999	0.01704	0.01737
t =	0.01726	0.33411	0.77977	0.74269	0.21085	0.6381	0.42447	0.18507	0.77855	0.60774	1.25495	0.86225	0.89102	0.03002	0.63396	0.35694
p =	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant

Tablo 6 : Asetilen-oksijen, santrifüj döküm makinesi ile indüksiyon, vakum-basınc döküm makinesi kullanılarak elde edilen metal kaide plakaları arasındaki boyutsal değişimin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

A-C	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o	p
Sp =	0.03258	0.03676	0.03597	0.05352	0.03605	0.04455	0.03172	0.03144	0.0385	0.03455	0.03893	0.04886	0.0451	0.04358	0.03778	0.03667
Se =	0.01882	0.01898	0.01857	0.02764	0.01861	0.023	0.01638	0.01624	0.01988	0.01784	0.02011	0.02523	0.02329	0.0225	0.01951	0.01842
t =	0.38043	0.56371	0.10948	0.72972	0.60347	1.31577	0.02645	0.7206	0.35377	0.15507	0.1144	0.11228	0.52241	0.05777	0.56875	0.22802
p =	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant



Tablo 7 : Asetilen oksijen, santrifuj döküm makinesi kullanarak Cr-Co'dan elde edilen metal kaide plakları ile titanyumda elde edilen metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliklerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.

A-D	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o	p
Sp =	0.03508	0.03337	0.03468	0.05178	0.03449	0.04549	0.03759	0.03374	0.03948	0.0364	0.03287	0.04648	0.03934	0.04884	0.03717	0.03928
Se =	0.01812	0.01723	0.01791	0.02674	0.01781	0.02349	0.01941	0.01742	0.02038	0.0188	0.01697	0.024	0.02032	0.02522	0.0192	0.02028
t =	0.20791	0.75627	0.672	0.35528	0.49223	0.99752	0.0396	0.11671	0.21094	0.02128	0.9544	0.743	1.3864	0.08722	1.35791	0.13311
p =	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant

Tablo 8 : İndüksiyon eritmeli, vakum-basınç döküm makinesi kullanılarak elde edilen Cr-Co metal kaide plakları ile titanyumdan elde edilen metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliğin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.

C-D	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o	p
Sp =	0.03531	0.03185	0.03786	0.0469	0.03454	0.02231	0.03183	0.04182	0.0539	0.04192	0.04453	0.0448	0.04389	0.04167	0.04387	0.0381
Se =	0.02038	0.01645	0.01955	0.02422	0.01784	0.01152	0.01644	0.0216	0.02783	0.02165	0.02299	0.02313	0.02266	0.02152	0.02266	0.01968
t =	0.49874	0.14186	0.51143	0.44042	1.12133	0.59311	0.02028	0.44762	0.34492	0.14627	0.8046	0.8934	0.70599	0.16265	1.63165	0.07623
p =	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant

Tablo 9 : indüksiyon eritmeli, santrifüj döküm makinesi ile indüksiyon eritmeli, vakum-basınç döküm makinesi kullanılarak elde edilen Cr-Co metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliklerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.

B-C	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o	p
Sp =	0.03772636	0.02913221	0.03109386	0.04042757	0.02816943	0.03739722	0.03105908	0.02624663	0.03487266	0.03347167	0.04204855	0.03891909	0.03999798	0.03427421	0.03979672	0.0350204
Se =	0.01848181	0.01504281	0.01605665	0.02087871	0.01454663	0.01931184	0.01603884	0.0135537	0.01800816	0.01728469	0.02171223	0.02009773	0.02085487	0.01769913	0.020855094	0.01808446
t =	0.31311258	0.38554068	0.89039344	0.19000444	0.97848259	0.83195924	0.41585761	0.70829353	0.22027047	0.68654191	1.05009939	0.99182016	0.18074857	0.03954998	1.055913	0.1105922
p =	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant

Tablo 10 : İndüksiyon eritmeli santrifüj döküm makinesi kullanılarak elde edilen Cr-Co metal kaide plakları ile titanyumdan elde edilen metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliğin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.

B-D	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o	p
Sp =	0.03991038	0.02472554	0.02959167	0.038808771	0.02614888	0.03851923	0.0370283	0.02885777	0.03594649	0.03538371	0.0381402	0.0358795	0.03337207	0.04076203	0.03922439	0.03869082
Se =	0.02060963	0.00776821	0.01528107	0.01987957	0.01350219	0.01989124	0.01912133	0.01495373	0.01856269	0.01827207	0.01866272	0.01852758	0.01723226	0.02104942	0.02025538	0.01997975
t =	0.19731877	0.63695849	1.52694365	0.34058695	0.42709113	0.46419084	0.33121818	0.0044582	0.82423414	0.47613651	0.01071655	0.03958064	0.71180169	0.13302029	0.75370902	0.17517735
p =	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant

Tablo 11 : Farklı yöntemlerle Cr-Co metal alaşımlarından elde edilen metal kaide plakları ile titanyumdan elde edilen metal kaide plakları arasındaki boyutsal değişikliğin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.

Cr-Co - Ti	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o	p
Sp =	0.0352793	0.0305004	0.0322907	0.0456078	0.0308522	0.0416482	0.0324572	0.0295101	0.0322683	0.0341079	0.0375654	0.0422337	0.0389074	0.0407644	0.037853	0.0360402
Se =	0.0159784	0.013814	0.0146248	0.0206563	0.0189733	0.0188829	0.0151531	0.0133654	0.0164254	0.0154478	0.0170138	0.0191281	0.0176216	0.0184626	0.017144	0.018323
t =	0.3853892	0.6283129	1.0878951	0.0870912	0.7303302	0.5824748	0.1382164	0.1103113	0.6181792	0.1593452	0.7844312	0.6226569	1.0920454	0.1479078	1.3956269	0.0400567
p =	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant	not significant



## **4. TARTIŞMA**

Çalışmamızda metal kaide plaklarının boyutsal değişikliği üzerinde alaşım farklılığının etkisi olup olmadığını ve aynı alaşım kullanıldığında, döküm yöntemi değişikliğinin döküm hassasiyetini etkileyip etkilemediğini araştırmak için boyutsal değişime etki eden diğer faktörleri sabit tutmaya çalıştık.

Elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile olan uyumu, metal kaide plakları alçı model üzerindeyken kesit alınarak değerlendirilmesi amaçlandığından, öncelikle kullanılan alçı modellerin kesim esnasında parçalanmaması, metal kaide plakları hazırlanana kadar en az boyutsal değişiklik göstermesi ve aşınmalara karşı son derece dirençli olması gerekiyordu. Bu koşulları yerine getirebilmek için alçı modellerin hazırlanmasında Tip IV alçı kullanıldı. Fenlon ve ark(32), Cr-Co iskelet protezlerin ana modelleri ile olan uyumunu incelemek amacıyla yaptıkları çalışmalarında da, metal kaide plağı ile model arasındaki uyumun değerlendirilmesinde alçı modeldeki aşınmaların sonuçları etkileyebileceğini ve aşınmalara karşı dirençli alçı kullanımını tavsiye etmişlerdir.

Metal kaide plaklarının boyutsal değişikliğini inceleyen bazı araştırmacılar, ana model yerine revetman model üzerinde belirledikleri referans noktaları ile bu referans noktalarının izdüşümlerinin bulunduğu metal kaide plaklarındaki ölçümleri değerlendirmişlerdir(92). Bu değerlendirme, elde edilen dökümlerdeki boyutsal değişikliği göstermekle birlikte, ağız temsil eden model ile dökümler arasında meydana gelen değişikliği vermez. Çünkü revetman modeller belirli bir miktar sertleşme genişmesi gösterdiğinden ana modelden farklı boyutlara sahiptir.

Bu nedenle biz çalışmamızda, birçok araştırmacı gibi(32,35,113) alçı model ile metal kaide plağı arasındaki uyumu inceledik.

Elde ettiğimiz alçı model ortalama büyüklükteki tam dişsiz bir üst çeneyi temsil etmekteydi. Metal kaide plaklarının adaptasyonu üzerine yapılan çalışmalarda bazı araştırmacılar alt çeneyi temsil eden modeller kullanmasına rağmen(86,92,118) araştırmacıların büyük çoğunluğu, üst çeneyi temsil eden modelleri kullanmışlardır(1,5,11,32,35,87,113). Buna ilaveten bazı araştırmacılar parsiyel dişsizlik vakalarını temsil eden modellerden(11,32,35,86) bazıları ise total dişsizlik vakalarını temsil eden modellerden yararlanmışlardır(1,5,44,113).

Pulskamp(86), parsiyel dişsizlik vakasını temsil eden alt çene modeli kullanmış ancak, dişlerin daha fazla distorsiyon gösterebileceğini ve bunun sonuçları etkileyebileceğini belirterek ölçüm noktaları olarak dişlerin yerine farklı referans noktaları almıştır.

Biz de çalışmamızda üst tam dişsiz bir modelden yararlandık. Dolayısıyla üst çenenin damak bölgesini tamamıyla kaplayan metal kaide plağının modele olan adaptasyonunu inceledik.

Eğer tüm damağı kaplayan metal kaide plağında herhangi bir etkene bağlı boyutsal değişiklik meydana gelirse, bu değişiklik aynı nedenden dolayı hareketli bölümlü protezlerin plak türü ana bağlayıcılarında da sözkonusu olacaktır.

Döküm hassasiyeti üzerine yapılan çalışmaların çoğunda revetman materyali olarak aynı revetman kullanılmış ve revetman aynı şekilde hazırlanmıştır(2,25,27,32,40,58,92). Ancak bazı araştırmacılar farklı metal alaşımı kullandıkları takdirde eğer alaşımlardan bazıları özel revetman gerektiriyorsa, o alaşım için özel olan revetmanı kullanmışlardır(86). Pulskamp ve ark(86), Cr-Co alaşımları ile altın alaşımlarından elde edilen metal kaide plaklarının boyutsal değişimlerini

incelemek üzere yaptıkları çalışmalarında da farklı revetman kullanmışlardır (Cr-Co alaşımları için fosfat bağlayıcı revetman, altın alaşımları için alçı bağlayıcı revetman).

Biz de çalışmamızda Cr-Co metal kaide plaklarının yapımı için tüm örneklerde aynı revetmanı kullandık ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda her defasında aynı şekilde hazırladık. Böylece farklı revetman kullanımına bağlı, oluşabilecek farklı revetman genişmesini ve dolayısıyla farklı boyutsal değişiklikleri önlemeye çalıştık.

Ancak, saf titanyum için metal kaide plakların dökümünde Cr-Co alaşımları için kullanılan revetmanların kullanılmasının imkânsızlığı belirtilmektedir(52,65,73,100). Bu nedenle saf titanyum dökümlerin yapımında kullanılan metal alaşım için özel bir revetman kullanılmıştır.

Mum modelajın standartizasyonu özellikle hareketli parsiyel protezler için elde edilen metal kaide plaklarının dökümü esnasında, en zor sağlanan bir işlemdir.

Teorik olarak, tüm döküm işlemlerinde mumun ve metal alaşımının büzülmesi bilirse, bu büzülmeyi karşılayacak revetman genişmesinin sağlanıp, tamamiyle hassas, doğru dökümlerin elde edilebileceği ancak pratikte özellikle sertliği kontrol edilemeyen mumda değişikliklerin olması bu problemin çözümünü imkânsız kılacağı bildirilmiştir(83).

Kasloff(58) mum gibi termoplastik bir materyalden maket hazırlandığı

taktirde manipulyasyon ve ısı değişikliğine bağlı olarak görülen distorsiyonun dökümün hassasiyetini bozacağını, belirli boyut ve kalınlıkta mum kullanımıyla deneysel olarak standartizasyonun sağlanabileceğini, ancak bu durumun pratik çalışmalarda daima hatalara neden olabileceğini belirtmiştir.

Biz alışmamızda belirli kalınlıkta aynı firma tarafındanretilen döküm mumunu kullandık. Modelaj sırasında da bir silikon kalıptan yararlandık. Böylece mumun adaptasyonu sırasında meydana gelebilecek hataları en aza indirmeye çalıştık. Ancak çok ufakta olsa mumun standartizasyonu konusunda şüphelerimiz olduğunu belirtmek zorundayız.

Diğer bir husus da mum modelajın şeklidir. Bir kısım araştırmacılar, farklı dizaynlardaki metal kaide plaklarının adaptasyonunu incelemişler(87,93,118), diğer bir kısım ise aynı dizayndaki dökümlerin yapılmasına zen göstermişlerdir(11,32,86,92).

Birçok araştırmacı tarafından mum maketin hacmi ve dizaynının dökümün hassasiyetini etkilediği belirtildiğinden(26,30,77,83) biz çalışmamızda hep aynı şekilde mum modelajlar hazırladık.

Çalışmamızda kullandığımız tüm örneklerde döküm yolları standart tutulmuştur.

Dökümlerin hassasiyetizerinde önemli etkisi olduğu belirtilen döküm yolları(71,83,88,89) gerek döküm yöntemi, gerek revetman farklılığı ve gerekse metal alaşım farklılığının döküm hassasiyetizerindeki etkisini inceleyen çalışmaların birçoğunda sabit tutulmuştur(25, 27, 32, 40, 78, 86, 92).



Ancak bazı çalışmalarda döküm yolu, kullanılan döküm makinesi farklılığına bağlı olarak değişik yapılmıştır(2).

Metal dökümler elde edildikten sonra döküm yolları metal kaide plağın-  
dan ayrılmış ve revetman artıklarının temizlenmesi için kumlama işlemi yapılmış-  
tır. Tesviye ve cila işlemlerinin metal kaide plaklarında boyutsal değişiklikler mey-  
dana getirebileceği belirtildiğinden(41,70,83) döküm hassasiyetini inceleyen birçok  
araştırmacı sadece döküm yollarının kesilip, kumlama işlemleri tamamlandıktan son-  
ra ölçüm yapmışlardır(11,32,89,92). Bazı araştırmacılar ise protezler tamamiyle bitiril-  
dikten sonra (diş dizimi, akrilik burajı ve tüm bitirme işlemleri) protez kaideleri-  
nin adaptasyonunu incelemişlerdir(44,87). Ancak, bu tip uygulamanın protezin biti-  
rilmesi esnasında meydana gelebilecek birçok değişkene bağlı faktörleri de bera-  
berinde getireceği kanısındayız.

Pluskamp(86) metal alaşım farklılığına bağlı metal kaide plaklarının  
adaptasyonunu incelediği araştırmasında, döküm yolları kesilmeden önce elde etti-  
ği ölçümler ile tesviye ve cila işlemleri tamamlandıktan sonra elde ettiği ölçümleri  
karşılaştırmış ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmiştir.

Metal kaide plaklarının adaptasyonunun değerlendirilmesi üzerine yapı-  
lan çalışmalarda bazı araştırmacılar bu incelemeyi klinik olarak hasta ağızında  
yaparken(44,93) bazı araştırmacılar ise laboratuvar çalışması olarak model ile uy-  
munu incelemişlerdir(5,11,86,92).

Rantanen ve ark.(87) ise hareketli protezlerin damak plağının uyumu-  
nu hem klinik hem de laboratuvar olarak incelemişlerdir. Araştırmacılar laboratu-  
var değerlendirme ile (modelle protez arasındaki fark) klinik değerlendirme (pro-

tez ile ağız dokuları arasındaki fark) arasında farklılık olduğunu ve bu farklılığın ağız dokularının basınç karşısında yer değiştirebilme özelliğine bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamız ise bir laboratuvar çalışmasıdır. Çalışmada mümkün olduğunca standartizasyonun sağlanmasına dikkat edilmiş, sadece metal alaşımı ve döküm yöntemi farklılığı değişken tutularak, metal kaide plakların alçı modelleri ile olan uyumu araştırılmıştır. Dolayısıyla mukoza reziliensine bağlı farklılıklar söz konusu değildir.

Metal kaide plaklarının hassasiyetini değerlendiren çalışmalarda birçok farklı ölçüm yöntemleri kullanıldığı gibi ölçüm yapılan boyutlarda da farklılıklar görülmektedir.

Bazı araştırmacılar 2 boyutlu ölçümler yaparken(32,86) bazı araştırmacılar, 3 boyutlu ölçümler yapmıştır(11,92). Araştırmacıların bir kısmı ise sadece dikey yöndeki uyumsuzluğu değerlendirmişlerdir(35,87).

Fenlon ve ark.(32), dikey yönde meydana gelebilecek uyumsuzluğun daha önemli olduğunu bildirirken, Pulskamp(86) ve Roydouse(89) tüm iskelet protezlerde dikey yöndeki değişikliklerin diğer 2 boyuttaki değişikliklerden 10 kez daha büyük hatalara yol açabileceğini belirterek, dikey yöndeki değerlendirmenin önemini vurgulamışlardır.

Ayrıca, ölçümlerin yapılmasında birçok araştırmacı farklı yöntemler kullanmışlardır. Bazı araştırmacılar metal kaide plağı ile model veya dokular arasına düşük viskoziteli bir ölçü maddesi uygulayıp(87,93,113,118) ya daha sonra bu ölçü

maddesini direk bir optik mikroskop yardımıyla ölçmüşler, ya ölçü maddesinin ağırlığını tartmışlar ya da ölçü maddesinin kesitini alıp daha sonra ölçüm yapmışlardır.

Bazı araştırmacılar ise metal kaide plağı ile model arasına belirli bir basınç altında duralay sentetik reçine yerleştirmişler ve bu reçinenin kalınlığının ölçümü ile dikey yöndeki uyum veya uyumsuzluğu belirlemiştir(92).

Bazı araştırmacılar da ise boyutsal değişikliğin saptanması için karşılaştırmalı yüzey ölçümünden faydalanmışlardır(1,5).

Hamrick(44) elde ettiği protezlerin uyumunu, protezlere belirli bir miktar ağırlık uygulayarak protezin retansiyonunu bozan kuvveti belirleyerek klinik olarak değerlendirmiştir.

Birçok araştırmacı ise metal kaide plağı ile dokular veya modeller arasındaki uyumu optik bir mikrometre ile direkt ölçüm yaparak değerlendirmişlerdir(11,18,32,86,92).

Ziss ve ark(121), kaide plaklarının boyutsal değişimlerini ölçmek için kullanılan ölçüm yöntemlerini incelemişler ve bu değerlendirme için sıklıkla optik mikrometrelerden faydalandığını bildirmişlerdir.

Biz de çalışmamızda metal kaide plakları ile modelleri arasındaki uyumu incelemek amacıyla bir optik mikrometreden yararlandık.

Bu değerlendirme için metal kaide plakları, alçı modelleri üzerinde

iken su soğutmalı, elmas diskli seramik kesme aletinden yararlanarak, ön-arka yönde (uzunlamasına) ve sağ-sol yönde (enlemesine) kesitler aldık.

Kaide plaklarının adaptasyonunu inceleyen bazı araştırmacılar da kaide plakları, alçı modelleri üzerinde iken kesitler alıp direkt olarak optik mikrometre ile ölçümler yapmışlardır(61,106).

Firtell ve ark.(35) elde ettikleri iskelet protezlerin modelleri ile olan uyumunu incelemek için kesitler alındıktan sonra bu kesitlerin fotoğraflarının alındığını ve bu fotoğrafları bir projektör yardımıyla milimetrik kâğıda yansıtılıp değerlendirilmesinin yapıldığını bildirmişlerdir(35).

Biz çalışmamızda ilk olarak Cr-Co alaşımı ile elde edilen metal kaide plakların, döküm sisteminin farklılığına bağlı olarak boyutsal değişiklik gösterip göstermediğini araştırmayı amaçladık.

Diş hekimliğinde döküm sistemlerinin yerleşmeye başladığından bu yana daha başarılı dökümler için döküm işleminin her basamağında gelişmelere yönelik çalışmalar gözlenmiştir. Bu basamaklardan biri de döküm sistemleridir. Döküm makineleri ilk tanıtıldıkları zamanlardan(39,46,98) günümüze kadar oldukça büyük değişiklikler göstermesine karşın temelde çalışma prensibi aynıdır(83).

Bazı araştırmacılar kullanılan döküm makinesinin farklılığının elde edilen dökümlerin başarısını etkilediğini belirtirken(2,25,28,40,84,85) bazı araştırmacılar döküm sistemlerinin döküm başarısı üzerinde etkisi olmadığını belirtmektedirler(48,58,92).

Ancak "başarılı döküm" çok genel bir terimdir ve dökümlerin fiziksel özellikleri, dökülebilirlikleri, adaptasyonu, porozite gösterip göstermedikleri, yüzey düzgünlüğü, mikroyapısı, beraberce düşünülmelidir.

Biz çalışmamızda hareketli bölümlü protezlerin yapımında sıklıkla kullanılan Cr-Co alaşımları ile elde edilen metal kaide plaklarının, döküm yöntemi farklılığına bağlı olarak boyutsal değişiklik gösterip göstermediğini, dökümlerin hassasiyeti üzerinde bir yöntemin diğerine üstünlüğü olup olmadığını araştırmayı amaçladık.

Cr-Co metal alaşımı olarak da ülkemizde sıklıkla kullanılan bir alaşımı (Wironit, Bego, Germany) çalışmamızda kullanmayı uygun bulduk.

Çalışmamızda kullandığımız 3 döküm yöntemi (1- Asetilen-oksijen ısı kaynaklı-santrifüj döküm makinesi, 2- İndüksiyon ısı kaynaklı - santrifüj döküm makinesi, 3- İndüksiyon ısı kaynaklı - vakum-basınç döküm makinesi) ile aynı metal alaşım kullanılarak elde ettiğimiz metal kaide plaklarının alçı modelleri ile olan uyumunda istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görmedik.

Birçok araştırmacı döküm yöntemi farklılığının elde edilen dökümlerin dökülebilirliği(2,6,25,84,85); yüzey düzgünlüğü(40); mekanik özellikleri(17); mikroyapısı(34); porozite(59,82) üzerinde etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Saas ve ark.(90), vakum-basınçlı döküm makinesi ile elde ettiği dökümlerin santrifüj döküm makinesi ile elde edilenlerden daha iyi kenar uyumu gösterdiğini belirtmiştir.

Shanley ve ark(92), hareketli bölümlü protezlerin boyutsal değişikliği üzerinde 2 farklı döküm tekniğinin etkisini araştırmak amacıyla yaptıkları çalışmalarında vakum-basınçlı döküm makinesi kullanarak elde edilen dökümlerin santrifüj döküm makinesi kullanılarak elde edilen dökümlerle benzer sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir.

Wisser ve ark.(115)'da değersiz metal alaşımları kullanarak, vakum-basınçlı döküm makinesi ile elde ettiği kuronların uyumunun, santrifüj döküm makineleri ile elde edilenler kadar iyi olduğunu bildirmişlerdir.

Hotta ve ark.(48), vakum-basınçlı döküm makinesi kullanılarak değerli metal alaşımlarından elde ettiği kuronların daha ince ayrıntılar vermesine ve daha düzgün yüzeylere sahip olmasına karşın, boyutsal değişikliklerinin santrifüj döküm yöntemiyle elde edilen kuronlarla aynı olduğunu belirtmişlerdir.

Kasloff(58), her iki döküm yöntemi ile elde edilen dökümlerin de klinik olarak kabul edilebilir değerler içinde olduğunu belirtmiştir.

Biz de çalışmamızda krom-kobalt alaşımları ile elde edilen metal kaide plaklarının model ile olan uyumunun her 3 yöntemde de istatistik açıdan birbirine benzer olduğunu bulduk.

Bizim çalışmamızın sonuçları da diğer araştırmacıların sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Biz çalışmamız sonucunda metal kaide plağı ile alçı maddesi arasındaki mesafeyi 0.152 ile 0.398 arasında bulduk. Elde ettiğimiz bu değerlerde diğer

araştırmacıların elde ettiği ölçümlerle benzerlik göstermektedir.

Shanley(92), alt bölümlü protezlerin yapımında kullanılan metal kaide plaklarının modelleri ile arasındaki mesafeyi ortalama olarak ön bölgede 0,29 mm arka bölgede 0,46 mm olarak bulmuştur. Ancak bu ölçümler direkt olarak optik mikrometre aracılığıyla yapılmamış model ile kaide plağı arasına yerleştirilen reçinenin kalınlığının saptanmasıyla elde edilmiştir.

Rantanen ve ark.(87), hareketli bölümlü protezlerin damak plağının uyumunu saptamak amacıyla, metal kaide plağı ve model arasına yerleştirdiği ölçü maddesinin kalınlığını ölçmek suretiyle aradaki farkın 0.09-0.68 mm arasında olduğunu belirtmişlerdir. Klinik incelemede ise bu değer 0,11-0,93 mm arasında bulunmuştur.

Fenlon ve ark.(32) ise elde ettikleri iskelet protezlerin, ana modelleri arasındaki mesafeyi, 200-400  $\mu$ m (0.2 - 0.4 mm) olarak belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda bu mesafe 0.152 - 0.398 mm. arasında bulunmuştur.

Farklı alaşımların, farklı döküm büzülmesi gösterdiği(21,31,83), alaşım farklılığının elde edilen dökümlerin hassasiyetini etkilediği belirtilmiştir(16,21,23,27,44,83,86).

Araştırmacıların bir kısmı da alaşım farklılığının dökülebilirlik üzerinde etkili olduğunu bildirmişlerdir(13,23,108).

Bizde araştırmamızda, Cr-Co alaşımlarına alternatif olarak sunulan ve diş hekimliği döküm teknolojisine son yıllarda giren saf titanyumdan elde edilen metal kaide plakları ile titanyumdan elde edilen metal kaide plaklarının boyutsal değişimlerini kıyaslamayı, dolayısıyla metal alaşım farklılığına bağlı olarak boyutsal değişikliklerde farklılık olup olmadığını araştırmayı amaçladık.

Başarılı titanyum dökümlerin sağlanabilmesi için son yıllarda hem döküm sistemlerinde hem de revetman sistemlerinde gelişmelere yönelik çalışmalar yapılmıştır.

Günümüzde titanyum dökümlerin yapılmasında başlıca 2 tip döküm sistemi kullanılmaktadır. Bunlardan biri vakum basınçlı, argon gazı koruması altında ark eritmeli döküm sistemi, diğeri ise argon gazı koruması altında, ark eritmeli santrifüj döküm sistemidir. Bazı araştırmacılar vakum basınçlı döküm sistemi kullanımını önerirken(10,52,53) bazı araştırmacılar ise santrifüj döküm sisteminin tercih edilmesi gerekliliğini bildirmektedirler(65,102). Bununla birlikte Hutten ve ark(51), santrifüj sistemi kullanılacaksa, alaşımın hafifliğinden dolayı meydana gelebilecek dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla başlangıç hızının arttırılması gerekliliğini belirtmiş, Sunnerkrantz(96) ise vakum-basınçlı döküm sistemindeki argon basıncı miktarına dikkat çekmiştir. Hamanaka(43) "Castmatic" adlı vakum-basınçlı döküm makinesinin eksiklikleri olduğunu ileri sürerek bu makineye yeni ilaveler yapılması gerektiğini bildirmiştir.

Biz çalışmamızda argon gazı koruması altında, vakum-basınçlı, ark eritmeli döküm makinesini kullandık(54).

Titanyum dökümlerin elde edilmesinde kullanılan revetman konusun-



da farklı görüşler olmasına karşın araştırmacıların çoğu, son yıllarda geliştirilen fosfat-bağlayıcı revetmanlar konusunda görüş birliğine varmışlardır.

Döküm sırasında erimiş titanyumun  $\text{SiO}_2$  ile kolay reaksiyona girmesinden dolayı özel olarak formüle edilen ( $\text{MgO}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{ZrO}_2$ ,  $\text{CaO}$ ) birkaç revetman titanyum dökümlerinin yapımında kullanılmıştır(43,52). Bununla birlikte bu revetmanlar oldukça pahalıdır ve titanyumun döküm büzülmesini kompanse etmek için de uygun değildir. Daha sonraları, titanyum ve alaşımları için de özel olarak formüle edilmiş fosfat bağlayıcı revetman kullanımı önerilmiştir(73,100).

Ida ve ark(52) fosfat bağlayıcı revetman ile elde edilen dökümlerin mekanik özelliklerinin döküm restorasyonlar için uygun olmadığını, bu revetmanlar içerisindeki silikanın titanyum dökümleri sert ve kırılgan yaptığını bildirmişlerdir.

Müller ve ark.(73) ise bazı fosfat bağlayıcı revetmanların erimiş titanyum için uygun olmakla birlikte bazılarının ise titanyumla reaksiyona girdiğini belirtmişlerdir. Elde edilen dökümlerin mikroyapıları ve mekanik özellikleri incelenmiş ve başarılı dökümlerin başarısı revetman içerisindeki quartzla bağlanmıştır.

Takahashi ve ark(101) da farklı fosfat bağlayıcı revetmanlar kullanarak elde ettikleri dökümlerin hassasiyetini, mikrosertliğini, dökülebilirliğini incelemişler ve revetman farklılığına bağlı olarak elde edilen dökümlerde büyük farklılıklar görüldüğünü belirtmişlerdir. Araştırmacılar başarılı sonuçlar için quartz oranı yüksek fosfat-bağlayıcı revetman kullanımını önermişlerdir.

Ayrıca araştırmacılar, titanyum için önerilen revetmanlar ile Cr-Co ve

Cr-Ni alaşımlarının dökümünü gerçekleştirmiş ve bu dökümlerin uyumunu saf titanyumdan elde edilen dökümlere göre kötü olduğunu göstermişlerdir. Bu sonucun titanyum dökümlerdeki büzülmenin Ni-Cr ve Cr-Co alaşımlarına oranla daha az olduğunu düşündürdüğünü belirtmiştir.

Biz de çalışmamızda % 80 quartz, % 10 Mg, içeren fosfat bağlayıcı bir revetman kullandık.

Elde ettiğimiz Titanyum metal kaide plaklarının model ile adaptasyonu incelendiğinde, Cr-Co metal alaşımı ile elde edilen metal kaide plaklarıyla benzer hassasiyet gösterdiğini, dolayısıyla titanyumdan elde edilecek olan dökümlerin hassasiyetinin Cr-Co ile elde edilecek olan dökümlerle benzer boyutsal değişiklikler gösterdiğini söyleyebiliriz.

Blackman ve ark.(11), hareketli bölümlü protez metal kaide plaklarının boyutsal değişikliklerini araştırmışlar, elde ettikleri sonuçları daha önce Cr-Co alaşımları için belirtilen değerlerle karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada titanyum dökümlerin elde edilmesi için argon gaz-ark eritme-santrifüj döküm makinesi kullanılmıştır. Araştırma sonuçlarına göre dikey yönde % 0.01 - % 3.8 arasında değişen (ortalama % 1.15) boyutsal değişiklikler saptanmıştır. Araştırmacılar bu değerlerin değersiz metal alaşımları ile elde edilen iskelet dökümlerde bulunan sonuçlarla benzerlik gösterdiğini, ancak Cr-Co ve Cr-Ni alaşımları için belirtilen bu değerlerin titanyum alaşımlarıyla karşılaştırıldığında, Cr-Ni alaşımlarının boyutsal değişim miktarlarının daha az, Cr-Co alaşımlarının ise benzer sonuçlar gösterdiğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmada titanyumdan elde edilen iskelet protezler ana modelleri

ile karşılaştırılmıştır. Cr-Co metal alaşımı ile elde edilen metal kaide plakları arasındaki karşılaştırma ise daha önce farklı araştırmacılar tarafından farklı modeller üzerinde yapılan farklı dizaynlardaki metal kaide plaklarından elde edilen değerlerle karşılaştırılmıştır.

Biz çalışmamızda ise hem Cr-Co hem de titanyum için aynı modeli ve aynı dizaynı kullandık.

Çalışmamızda, hem Cr-Co metal alaşımından hem de titanyumdan elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile olan uyumunu incelediğimizde, tüm örneklerde modelin orta bölgesine isabet eden yerlerdeki uyumsuzluğun daha fazla olduğunu gözledik, ancak bu uyumsuzluk ön-arka yöndeki (dikey) kesitlerde 0.043 mm sağ-sol kesitlerde ise 0.066 mm idi.

Windecker ve arkadaşları(32) da metal kaide plakları için damağın orta bölgesine isabet eden kısımlardaki uyumsuzluğun daha fazla olduğunu fakat bu değerlerin akrilik reçine ile elde edilen kaide plakları ile karşılaştırıldığında onlardan daha az olduğunu belirtmiştir.

Bazı araştırmacılar da damağın merkezine doğru daha fazla kontraksiyon olduğunu ve bunun nedeni olarak da, iskeletin farklı bölümlerindeki farklı ısı kontraksiyonunun etkisi olduğu düşünülmüştür(32,87).

Rantanen ve ark.(87) incelediği metal kaide plaklı protezlerin damak plağı ile dokular arasındaki ölçü maddesinin kalınlığının orta bölgede daha fazla, yan kısımlarda daha az olduğunu belirtmiştir.

Ida ve arkadaşları(53) 100'den fazla Titanyum kuronlar üzerinde yaptığı klinik incelemede, saf titanyumdan elde edilen klinik kuronların Ni-Cr alaşımlarından elde edilen kuronlara oranla destek dişe uyumlarının daha iyi olduğunu, gümüş-paladyum alaşımları ile kıyaslandığında ise Ag-Pd alaşımlarından elde edilen kuronların daha başarılı olduğunu belirtmiştir.

Yamauchi ve ark.(118) tüm damağı kaplayan metal kaide plaklarının dokularla olan uyumunu incelemişler ve tüm protezlerin damağa olan uyumunun klinik olarak başarılı olduğunu belirtmişlerdir.

Ancak yine de titanyum dökümlerin tamamıyla sorunsuz olduğunu düşünmek doğru değildir.

Bununla birlikte, Blackman ve arkadaşları(12) Titanyum'dan elde ettiği metal alt yapıların uyumunun çok başarılı olmadığını bildirmişlerdir.

Ida ve ark.(52), saf titanyumdan elde edilen dökümlerin mekanik özelliklerini incelediklerinde döküm sonrası bu özelliklerde değişiklik gözlendiğini belirtmişlerdir. Elde edilen titanyum dökümlerin gerilme kuvvetinin ve sertliğinin arttığı bildirilmiştir. Bu sonuçlar, dökümlerin argon atmosferinde yapılmasına karşın titanyumun okside olduğunu göstermektedir.

Titanyumun dökülebilirliği konusunda yapılan çalışmalarda da bazı araştırmacılar "Castmatic" döküm makinesi kullanılarak elde edilen dökümlerin dökülebilirliğinin Ni-Cr ve Cr-Co'dan daha iyi olduğunu belirtirken(52), bazı araştırmacılar ise ince mum kullanıldığında Cr-Co metal alaşımlarının dökülebilirlik özelliklerinin titanyumdan daha iyi olduğunu, ancak kalın mum maketler kullanı-

dığında titanyumdan beklenen başarının Cr-Co metal alaşımlarından elde edilenlerle eş değerde olabileceğini bildirmişlerdir(118).

Diğer bir sorun da titanyum dökümlerde meydana gelen defektlerdir.

Yamauchi(118) elde ettiği metal kaide plaklı hareketli protezlerin X-ışını ile incelendiğinde bazı döküm defektlerine rastladığını belirtmektedir. Ancak, araştırmacı bu defektlerin klinik uygulamada herhangi bir zarara yol açacak kadar önemli olmadığını da ifade etmiştir.

Ayrıca Cr-Co ve titanyumdan elde edilen plaka şeklindeki dökümler üzerinde yapılan incelemede, Cr-Co alaşımı ile elde edilen dökümlerde döküm defekti gözlenmezken, titanyumdan elde edilenlerde döküm defekti saptanmıştır.

Diğer taraftan Lewis(67) değersiz metal alaşımlarından elde edilen iskelet protezlerin X-ışını ile incelendiğinde hemen hemen tüm dökümlerde iç porozitenin olduğunu, Wictorin(111) ise incelemeye aldığı 66 iskelet protezden sadece ikisinin porozitesiz olduğunu belirtmektedir.

Biz çalışmamızda döküm kitlesinin yapısal defektleriyle ilgilenmedik. Fakat Cr-Co metal alaşımları ile vakum-basınçlı döküm makinesi kullanılarak elde edilen dökümlerde oldukça büyük eksikliklere rastladık ve bunları çalışmamıza dahil etmedik. Geri kalan dökümlerin yine bazılarında da küçük eksiklikler vardı. Fakat bu eksiklikler ölçüm yapılan bölgelere rastlamayan yerlerde idi ve dolayısıyla araştırmanın hassasiyetine zarar verecek bir durum oluşturmuyordu.

Titanyumun başka bir sorunu da akrilik reçine ile olan bağlantısının

çok iyi olmamasıdır. Literatürde(118) bu konuda daha fazla gelişmelere ihtiyaç duyulduğu belirtilmekte ve ışıkla sertleşen akrilik reçinenin titanyumla olan bağlantısının 4-META içeren sıcak akrilikle olandan daha <sup>iyi</sup> kötü olduğu ifade edilmektedir(45).

Titanyum'un porselenle bağlantısı konusunda da çözüm bekleyen problemler vardır. Titanyumun oksijenle kolay reaksiyona girmesi yüzünden, titanyum yüzeyinde aşırı oksid tabakası oluşumunu önlemek için porselen ısısının 800°C'nin altında tutulması gerekmektedir(65,104).

Togaya ve ark.(104) metal-porselen çalışmalarında, saf titanyum uygulamaları üzerinde çalışmış ve saf titanyum ısı genleşme katsayısının porseleninkine benzediğini ve bunun porselen çalışmalarında avantaj olduğunu belirtmiştir. Ancak porselenin fırınlanması sırasında titanyum yüzeyinde meydana gelen oksid tabakasının ise dezavantaj olduğunu bildirmiştir. Metal-porselen çalışmalarında fırınlama işlemi esnasında metal yapıda deformasyon meydana gelmemesinin, titanyum metalinin en büyük avantajı olduğu ifade edilmektedir.

Titanyum döküm teknolojisindeki bu sorunlar beraberinde yeni yöntemleri getirmiştir. Titanyum kuronların elde edilmesinde döküm yöntemi yerine bilgisayar destekli freze sistemi geliştirilmiştir(8,57,91,107).

Saf titanyum ısıl genleşme katsayısının, porselen çalışmalarında kullanılan diğer metal alaşımlarından düşük olması, ısıl genleşmesi titanyuma yakın yeni porselenler üretilmesine yol açmıştır. En büyük porselen bağlanma direnci Ni-Cr için Ceremco porseleninde saptanmıştır. Ni-Cr üzerine vita porseleni ile titanyum üzerine yeni porselenlerin bağlanma dirençleri birbirine yakın değerler

vermiştir(104).

Titanyum döküm teknolojisi henüz mükemmel düzeyde değildir. Yüksek erime derecesine sahip olan titanyumun erime derecesini düşürmeye ve aynı zamanda da düşük erime derecesine sahip titanyum alaşımlarının mükemmel doku dostu ve yüksek korozyon direnci özelliğinin kaybetmemesine çalışmalıdır.

Aynı zamanda titanyum ve alaşımlarının klasik döküm yöntemleri ile dökülebilmemesine yönelik çalışmalar yapılmalıdır.

Gerek krom-kobalt ve gerekse titanyum ve alaşımları için özellikle revetman materyalleri ve döküm sistemleri konusunda daha çok çalışmalıdır.

## SONUÇLAR

1- Çalışmamızda elde edilen tüm metal kaide plakları ile alçı modelleri arasında belirli bir miktarda mesafe olduğu bulundu. Bu mesafeyi en az 0.152 mm en çok 0.398 mm olarak saptadık.

2- Krom-kobalt alaşımları ile 3 farklı döküm sistemi uygulanarak (1-a- setilen-oksijen ısı kaynaklı - santrifüj döküm makinesi, 2- İndüksiyon eritme - santrifüj döküm makinesi, 3- İndüksiyon eritme - vacuum - basınç döküm makinesi) elde edilen metal kaide plaklarının boyutsal değişiklikleri üzerinde, döküm yöntemi farklılığının bir etkisi yok gibi gözükmektedir.

3- Krom-kobalt alaşımlarından elde edilen metal kaide plaklarının alçı modelleri ile olan uyumu, saf titanyumdan (% 99.5) elde edilen metal kaide plakları ile karşılaştırıldığında, bunların boyutsal değişikliğinin birbirine benzediğini ve bu durumda, metal alaşım farkına bağlı olarak dökümlerin hassasiyetinde bir değişiklik olmadığını gözledik.



## ÖZET

Protezlerin tutuculuğunu etkileyen en önemli faktörlerden biri de kaide plağı ile altındaki dokular arasındaki mesafedir. Bu mesafe ne kadar az ise protezin tutuculuğuda o derece iyi olacaktır. Protez kaidesinin dokularla olan uyumu da yapımında kullanılan materyal ve tekniklerle yakından ilgilidir.

Hareketli protez uygulamalarında, protez kaide maddesi olarak akrilik reçinelerin yanısıra metal ve metal alaşımları da kullanılmaktadır. Metal kaide plaklarının hassasiyeti de, metal alaşımının cinsi, kullanılan revetman ve hazırlanmış şekli, duplikat malzemesi, döküm yolları ve döküm sistemleri gibi birçok faktöre bağlıdır.

Metal kaide plağı yapımında yaygın olarak Cr-Co alaşımları kullanılmaktadır. Bununla birlikte, diş hekimliğine ilk olarak implant materyali olarak giren titanyum, son yıllarda uygun döküm sistemlerinde gelişmesiyle protetik diş hekimliğine yeni döküm metali olarak tanıtılmıştır.

Biz çalışmamızda, diş hekimliğine, Cr-Co alaşımlarına alternatif döküm metali olarak giren ve hafifliği buna karşın dirençli olması mükemmel korozyon direnci ve doku dostu özelliğine sahip saf titanyumdan elde edilen metal kaide plakları ile Cr-Co alaşımlarından elde edilen metal kaide plakları karşılaştırıldığında, hangisinin ana modele daha iyi intibak ettiğini araştırmak ve bu arada farklı döküm yöntemlerinde bu konudaki katkısını incelemek istedik.

Bu amaçla 3 farklı döküm yöntemi kullanılarak (1-asetilen-oksijen - santrifüj döküm makinesi, 2 - İndüksiyon - santrifüj döküm makinesi, 3-İndüksiyon-vakum-basınç döküm makinesi) Cr-Co alaşımından metal kaide plakları elde edildi. Ayrıca saf titanyumdan argon gazı koruması altında ark eritmeli vakum-basınç döküm makinesi ile de titanyum metal kaide plakları elde edildi.

Kaide plaklarının boyutsal değişikliğini ölçmek için metal kaide plakları alçı modelleri üzerinde iken su soğutmalı, elmas diskli seramik kesme makinesi (Exatom, Struers, Denmark) kullanılarak ön-arka ve sağ-sol yönde kesitler alındı. Metal kaide plakları ile alçı modelleri arasındaki mesafe direkt olarak bir optik mikrometre (Gaertner, Scientific Corporation, Chicago, USA) ile 15 ayrı noktadan birer hafta arayla iki kez ölçüldü.

Elde edilen değerler student-t testi kullanılarak  $p < 0.05$  düzeyinde istatistiksel olarak değerlendirildi.

Cr-Co alaşımları ile 3 farklı döküm yöntemi kullanılarak elde edilen metal kaide plaklarının boyutsal değişiklikleri üzerinde döküm yöntemi farklılığının bir etkisi olmadığı gözlemlendi.

Saf titanyumdan elde edilen metal kaide plakları ile Cr-Co metal alaşımlarından elde edilen metal kaide plakları karşılaştırıldığında ise, tüm metal kaide plaklarının boyutsal değişikliğinin birbirine benzer olduğu bulundu.

Bu çalışmanın sonuçları bize saf titanyumdan metal kaide plakları elde edildiğinde meydana gelen boyutsal değişikliğin, Cr-Co metal alaşımları ile elde edilenlerle benzediğini göstermektedir.

## SUMMARY

One of the most important factors that affects the retention of the denture base is the distance between the denture base and the tissue beneath it. The less distance between the denture base and the tissue itself, the better retention will be to the oral tissues. The adaptation of the denture base to oral tissues is closely related to the method and the material used for its construction.

In removable partial dentures, both acrylic resin and metal and metal alloys have been widely used as a denture base. Accuracy of a cast plate is affected by many factors including the type of metal alloys; the type of investment and the way it is handled; duplicating materials, sprue and casting system.

Cr-Co alloys are the mostly used alloys for construction of casting plates. Titanium has been introduced to the world of dentistry as an implant material, but recently with the development of its casting system titanium is beginning to be used as a casting metal.

In this study we evaluated casting plates that have been produced by Cr-Co alloys and titanium, which has been introduced to dentistry as an alternative casting metal with its excellence in biocompatibility and corrosion resistance, light weight, high strength to weight ratio and low modulus of elasticity.

We tried to answer the questions of which metal denture base adapts better to their master casts and also the effect of different casting system on this adaptation.

For this purpose, casting of Cr-Co alloy were fabricated by the three

different casting techniques (1-acetylene-oxygen melting, centrifugal casting system; 2-induction melting centrifugal casting system; 3- induction melting, vacuum-pressure casting system). Also, pure titanium castings were produced by argon – arc, vacuum-pressure casting machine.

To measure the accuracy of casting plates, these were cut transversely and horizontally together with their master casts by an cutting machine (Exatom, Struers, Denmark) which has a diamond disk and water cooling system.

The distances between casting plates and their master casts were measured directly by using an optic micrometer (Gaertner, Scientific Corporation, Chicago U.S.A.).

Measurements were taken from 15 different points, twice in two consecutive weeks.

Statistical comparisons of data were performed by student-t test. P values less than 0.05 were considered significant.

The measurement results obtained from Cr-Co castings produced by the three casting techniques indicated that there were no significant differences on dimensional accuracy for different castings. When casting plates fabricated from pure titanium were compared with Cr-Co casting plates, the dimensional accuracy of all the casting plates was similar.

This study seems to show that titanium, when used for metal casting plates will have dimensional changes much like other metals used for the same purpose.

## KAYNAKLAR

1. Anthony DH, Peyton FA. Dimensional accuracy of various denture-base materials. J Prosthet Dent 1962; 12: 67-81.
2. Asgar K, Arfei H. Castability of crown and bridge alloys. J Prosthet Dent 1985; 54: 60-63.
3. Bange AA, Phoenix RD, Duncan RC: Gold alloy cast to base metal removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent 1994; 72:137-140.
4. Baretto MT, Goldberg AJ, Nitkin DA, Mumford G: Effect of investment on casting high-fusing alloys. J Prosthet Dent 1980; 44: 504-507.
5. Barsoum WM, Eder J, Asgar K. Evaluating the accuracy of fit of aluminum-cast denture bases and acrylic resin bases with a surface meter. J Am Dent Assoc 1968; 76: 82-88.
6. Bayraktar G. Oksijen-asetilen ve indüksiyon teknikleriyle dökülen iskelet protez döküm metallerinin fiziksel özelliklerinin araştırılması (Doktora tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 1990: 60-61.

7. Bego. Nautilus MP, the third generation vacuum pressure casting machine.
8. Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P Nilson H, Andersson M. A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol Scand* 1990; 48: 113-117.
9. Bertolotti RL. Selection of alloys for today's crown and fixed partial denture restorations. *J Am Dent Assoc* 1984; 108:959-966.
10. Bessing C, Bregman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J* 1992; 16: 109-113.
11. Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 309-315.
12. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 435-440.
13. Brockhurst PJ, Mc Lavery VG, Kasloff Z. A castability standart for alloys used in restorative dentistry. *Oper Dent* 1983; 8: 130-139.
14. Brudvik JS, Wormley JH. Construction techniques for wrought-wire retantive clasp arms as related to clasp flexibility. *J Prosthet Dent* 1973; 30: 769-774.
15. Brustone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: A new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1980; 77: 121-132.

16. Byrne G, Goodacre CJ, Dykema RW, Moore BK. Casting accuracy of high-palladium alloys. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 297-301.
17. Carter TJ, Kidd JN. The precision casting of cobalt-chromium alloy. Part I-II. *Br Dent J* 1965; 118- 383-390, 431-436.
18. Chai T, Stein RS. Quantitative and qualitative analysis of multiple unit titanium dental castings. *J Dent Res* 1994; 73- 212 (Abstract No:887).
19. Codell M. Analytical chemistry of titanium metals and compounds. New York, London: Interscience publishers, Inc. 1959: 3-6.
20. Craig RG, Anthony DH, Peyton FA. Dimensional changes in duplicated investment casts. *Dent Prog* 1961; 2: 39-49.
21. Craig R, O'Brien WJ, Powers JM. Dental materials: Properties and manipulation. 5th edn. St.Louis: Mosby, 1992: 236-251.
22. Crawford PR. Titanium. The metal of the gods. *NYSDJ* 1994; 60: 180-81.
23. Cunningham DM. Comparison of base metal alloys and type IV gold alloys for removable partial denture frameworks. *Dent Clin North Am.* 1973; 17: 719-723.
24. Dern WM, Hinman RW, Hesby RA, Pelleu GB. Effect of a two-step ringless investment technique on alloy castability. *J Prosthet Dent.* 1985; 53: 874-876.

25. Donovan TE, White LE. Evaluation of an improved centrifugal casting machine. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 609-612.
26. Dootz ER, Craig RG, Peyton FA. Influence of investments and duplicating procedures on the accuracy of partial denture castings. *J Prosthet Dent*. 1965; 15: 679-690.
27. Duncan JD. The casting accuracy of nickel chromium alloys for fixed prostheses. *J Prosthet Dent*. 1982; 47: 63-68.
28. Eames WB, MacNamara JF. Evaluation of casting machines for ability to cast sharp margins. *Oper Dent*. 1978; 3:137-141.
29. Earnshaw R. Cobalt-chromium alloys in dentistry. *Br Dent J*. 1956; 101: 67-75.
30. Earnshaw R. Investment for casting cobalt-chromium alloys. Part I-II. *Br Dent J*. 1960; 108: 389-396, 422-440.
31. Earnshaw R. Further measurements of the casting shrinkage of dental cobalt-chromium alloys. *Br Dent J*. 1960; 109: 238-242.
32. Fenlon MR, Juszczak AS, Hughes RJ, Walter JD, Sherriff M. Accuracy of fit of cobalt-chromium removable partial denture frameworks on master casts. *Eur J Prosthodont Res*. 1993; 1-127-130.
33. Ferracane JL. *Materials in dentistry: Principles and applications*. Philadelphia: J.B. Lippincott Company, 1995: 279-290.



34. Finger VW, Jung T, Hannover VQ. Cast structure after vacuum-pressure casting and centrifugal casting. *Dtsch zahnarztl Z.* 1975; 30: 111-115.
35. Firtell DN, Muncheryan AM, Green AJ. Laboratory accuracy in casting removable partial denture frameworks. 1985; 54: 856-862.
36. Flinn RA. *Fundamentals of metal casting.* London. Amsterdam, Sydney: Addison-Wesley Publishing Company, 1963: 3-4.
37. Fontana MG, Greene ND. *Corrosion engineering.* 2 nd edn. New York. Mc Graw-Hill Book Company, 1978: 16-18, 177-178.
38. Fowler JA, Tamura K. *Essentials of dental technology.* Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc, 1987: 270-273.
39. Frink CH. Original method of casting gold inlays. *Dent.Cosmos.* 1907; 50: 121-122.
40. Fusayama T, Yamane M. Surface roughness of castings made by various casting techniques. 1973; 29: 529-535.
41. Gay WD. Laboratory procedures for fitting removable partial denture frameworks. 1978; 40:227-229.
42. Gillette WB, Cohen G, Abrahamson B. Cast-aluminum dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 1988; 42:867-886.

43. Hamanaka H, Doi H, Yoneyama T, Okuno O. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. *J Dent Res.* 1989; 68: 1529-1533.
44. Hamrick JE. A comparison of the retention of various denture-base materials. *J Prosthet Dent.* 1962; 12:666-676.
45. Hayakawa I, Hirano S, Nagao M, Matsumoto T, Masuhara E. Adhesion of a new light-polymerized denture base resin to resin teeth and denture base materials. *Int J Prosthodont.* 1991; 4: 561-568.
46. Henning G. The casting of precious metal alloys in dentistry. A rational approach. *Br Dent J.* 1972; 133: 428-435.
47. Hero H, Syverud M, Waarli M. Mold filling and porosity in castings of titanium. *Dent Mater.* 1993; 9: 15-18.
48. Hotta T, Effects of the casting method on Au-Ag-Pd alloy castings. *J Kyushu Dent Soc.* 1988; 42:867-886.
49. Hruska AR. Intraoral welding of pure titanium. *Quint International.* 1987; 18: 683-688.
50. Hummel SK, Marker VA, Pace L, McCarthy S, Ford P. Retentive force of Ti vs. Co-Cr RPD clasps. *J Dent Res.* 1994; 73- 287 (Abstract No:1483).
51. Hutten M, Opp J, Lautenschlager EP. Forces generated by the Ohara titanium casting unit. *J Dent Res.* 1987; 66: 204. (Abstract No:782).

52. Ida K, Togaya T, Tsutsumi S, Tsuchi M. Effect of magnesia investment in the dental casting of pure titanium. *Dent Mater J.* 1982; 1:8-21.
53. Ida K, Tan Y, Tsutsumi S, Togaya T, Nambu T, Suese K, Kawazoe T, Nakamura M, Wada H. Clinical application of pure titanium crowns. *Dent Mater J.* 1985; 4: 191-195.
54. J Morita Europe GMBH. Cyclarc. The complete system to cast titanium
55. Jones DW, Peacocke LE, Johnson P, McMaster D. Castability and tarnish resistance of base metal alloys. *J Dent Res.* 1983; 62: 287. (Abstract No:1060).
56. Juner RE, Stevens L. Anisotropic setting expansion of phosphate bonded investment. *Aust Dent J.* 1986; 31: 434-439.
57. Karlsson Stig. The fit of procera titanium crowns. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51: 129-134.
58. Kasloff Z. Casting techniques and some variables. *J Prosthet Dent.* 1961; 11: 533-536.
59. Kiyama K. Effects of casting machines and conditions on occurrence of porosity in crown of Ag-Pd-Au alloy. *J Kyushu Dent Soc.* 1985; 39: 824-846.
60. Kral JA. Removable partial denture design. Outline Syllabus. 3 rd edn. Bookstore edition. 1981: 97-98.

61. Kraut RA. A comparison of denture base accuracy. *J Am Dent Assoc.* 1971; 83: 352-357.
62. Könönen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. *J Prosthet Dent.* 1995; 73: 4-7.
63. Lacy AM, Mora A, Boonsiri I. Incidence of bubbles on samples cast in a phosphate-bonded investment. *J Prosthet Dent.* 1985; 54:367-369.
64. Lane JG. The casting process as applied to gold inlays and other dental uses. *Dent Dig.* 1909; 7:497-502.
65. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993; 43: 245-253.
66. Leinfelder KF, Lemons JE. *Clinical restorative materials and techniques.* Philadelphia: Lea&Febiger, 1988: 251-167.
67. Lewis AJ. Radiographic evaluation of porosities in removable partial denture castings. *J Prosthet Dent* 1979; 39: 278-281.
68. Li J. Behaviour of titanium and titania-based ceramics in vitro and in vivo. *Biomaterials.* 1993; 14:229-232.
69. Martigoni M, Schönenberger A. Precision fixed prosthodontics clinical and laboratory aspects. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc, 1990: 289-292.

70. Mc Givney GP, Castleberry DJ. Mc Crocken's removable partial prosthodontics. 9th edn. St Louis. Mosby, 1995: 59, 141-144, 248-257, 367-376, 394-402.

71. Mc Lean J. The science and art of dental ceramics Vol: II. Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics. Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc, 1980: 223-238.

72. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1986; 90: 1-10.

73. Mueller HJ, Giuseppetti AA, Waterstrat RM. Phosphate-bonded investment materials for titanium casting. *J Dent Res.* 1990; 69: 367 (Abstract No:2072).

74. Nelson DR, von Gonten AS, Williams CM. Aluminum-based temporary removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1985; 53: 877-879.

75. Nutt MC. Metallurgy and plastics for engineers. 2nd edn. Phoenix: Associated Lithographers, 1977; 13-15.

76. Oda Y, Matsuno S, Sumi T. A study of corrosion of titanium alloys used in dental work. *Bull Tokyo dent Coll.* 1988; 29: 59-66.

77. Paffanbarger GC. Shrinkage during casting of gold and gold alloys. *J Am Dent Assoc.* 1947; 34: 223-224.

78. Papadopoulos T, Axelsson M. Influence of heating rate in thermal expansion of dental phosphate-bonded investment material. *Scand J Dent Res.* 1990; 98: 60-65.

79. Peregrina A, Rieger M. Evaluating six sprue designs used in making high-palladium alloy castings. *J Prosthet Dent.* 1986; 56: 192-196.
80. Peyton FA. Cast chromium-cobalt alloys. *Dent Clin North Am. Symposium on dental materials.* Philadelphia: W.B. Saunders, Co, 1958: 759-771.
81. Peyton FA, Craig RG. Compatibility of duplicating compounds and casting investments. *J Prosthet Dent.* 1962; 12: 1111-1124.
82. Phillips RW. Studies on the density of castings as related to their position in the ring. *J Am Dent Assoc.* 1947; 35: 329-342.
83. Phillips, R: *Skinner's science of dental materials.* 9th edn. London, W.B. Saunders Co. 1991: 359-383, 413-444.
84. Presswood RG, Skjonsby HS, Hopkins G, Presswood TI, Pendleton M. A base metal alloy for ceramo-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1980; 44: 624-629.
85. Preston JD, Berger R. Some laboratory variables affecting ceramo-metal alloys. *Dent Clin North Am.* 1977; 21: 717-728.
86. Puskamp FE. A comparison of the casting accuracy of base metal and gold alloys. *J Prosthet Dent.* 1979; 41: 272-276.
87. Rantanen T, Eerikäinen E. Accuracy of the palatal plate of removable partial dentures, and influence of laboratory handling of the investment on the accuracy. *Dent Mater.* 1986; 2: 28-31.

88. Rieger MR, Moron RE, Tanquist RA. Internal porosity in conically sprued base-metal castings. *J Prosthet Dent.* 1986; 56: 19-25.
89. Roydhouse RH, Skinner EW. The accuracy of large castings. *J Dent Res.* 1961; 40: 1057-1078.
90. Saas FA, Eames WB. Fit of unit-cast fixed partial dentures related to casting ring size and shape. *J Prosthet Dent.* 1980; 43: 163-167.
91. Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N. A Cad/Cam system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1995; 73:457-463.
92. Shanley JJ, Ancowitz SJ, Fenster RK, Pelleu GB. A comparative study of the centrifugal and vacuum-pressure techniques of casting removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent.* 1981; 45: 18-23.
93. Stern MA, Brudvik JS, Frank RP. Clinical evaluation of removable partial denture rest seat adaptation. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 658-662.
94. Stewart KL, Rudd KD, Kuebker WA. Clinical removable partial prosthodontics. 2 nd edn. St Louis, Tokyo: Ishiyaku Euro America Inc, 1992: 351-353.
95. Sundgren JE, Bodö P, Lundström I. Auger electron spectroscopic studies of the interface between human tissue and implants of titanium and stainless steel. *J Colloid Interf Sci.* 1986; 110: 9-20.

96. Sunnerkrantz PA, Syverud M, Hero H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. *Scand J Dent Res.* 1990; 98:268-272.
97. Süer E. Kıymetsiz alaşımlardan yapılan köprülerde ortaya çıkan kontraksiyon sorunları üzerine araştırmalar. (Doktora tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 1993:117.
98. Taggart WH. A new and accurate method of making gold inlays. *Dent Cosmos.* 1907; 11: 1117-1121.
99. Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater.* 1989; 5: 45-50.
100. Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager EP, Chern Lin JH, Moser JB, Greener EH. Casting pure titanium into commercial phosphate-bonded SiO<sub>2</sub> investment molds. *J Dent Res.* 1990; 69: 1800-1805.
101. Takahashi J, Zhang J, Okazaki M. Castability and surface hardness of titanium cast plates obtained from experimental phosphate-bonded silica investment molds. *Dent. Mater J.* 1993; 12: 238-244.
102. Takahashi J, Zhang J, Okazaki M. Effect of casting methods on castability of pure titanium. 1993; 12: 245-252.
103. Thomsen P. Ch (2): Titanium and inflammatory response. Albrektesson T, Zarb GA. The Branemark osseointegrated implant. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc, 1989: 25-34.



104. Togaya T, Suzuki M, Tsutsumi S, Ida K. An application of pure titanium to the metal porcelain system. *Dent Mater J.* 1983; 2:210-219.
105. Tsutsumi S, Fukuma M, Ida K. A multivariate analysis of mechanical factors influencing the accuracy of dental castings. *Dent Mater J.* 1983; 2: 86-99.
106. Tüfekçioğlu B. Mikrodalga enerjisi ve klasik yöntemler ile polimerize edilen akrilik protez kaide plaklarının alçı model ile olan uyumunun araştırılması (Doktora tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 1993% 59.
107. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1995; 8: 29-37.
108. Vincent PF, Stevens L, Basford KE. A comparison of the casting ability of precious and nonprecious alloys for porcelain veneering. *J Prosthet Dent.* 1977; 37: 527-536.
109. Watanabe A, Jorgensen KD. Thermal expansion of dental casting alloys and phosphate-bonded investments. *Dent Mater J.* 1986; 5:21-25.
110. Waterstrat RM, Giuseppetti AA. Casting apparatus and investment mold material for metals which melt at very high temperatures. *J Dent Res.* 1985; 64: 317 (Abstract No:1278).
111. Wictorin L, Julin P, Möllersten L. Roentgenological detection of casting defects in cobalt-chromium alloy frameworks. *J Oral Reh.* 1979; 6: 137-146.

112. Wight TA, Grisius RJ, Gaugler RW. Evaluation of three variables affecting the casting of base metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1980; 43: 415-418.
113. Windecker D, Dippel M. Comparative studies of the exactness of fit of maxillary complete dentures with resin and cast metal bases. 1981; 5: 427-429.
114. Wisbey A, Gregson PJ, Peter LM. Effect of surface treatment on dissolution of titanium-based implant materials. *Biomaterials.* 1991; 12: 470-473.
115. Wisser R, Carlson R. The effect of vacuum-pressure casting techniques on marginal adaptation of base metal alloys. Thesis, National naval dental center, Bethesda, Maryland, 1976. (92'den alındı).
116. Woelfel JB. Ch. 10. Denture base materials and their effects on oral tissues. Loney WR, Gibilisco JA. *Diagnosis and treatment in prosthodontics.* Philadelphia: Lea&Febiger, 1983: 235-241.
117. World Health Organization. "Titanium" Environmental health criteria. 24. Geneva 1982: 9-15.
118. Yamauchi M, Sakai M, Kawano J. Clinical application of pure titanium for cast plate dentures. *Dent Mater J.* 1988; 7: 39-47.
119. Young HM, Coffey JP, Caswell CW. Sprue design and its effect on the castability of ceramometal alloys. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 160-164.
120. Yuzuriha M, Satah Y, Uchida Y, Tajima K. Casting temperature determined by appearance of Ag-Pd-Au alloy at melting. *J Kyushu Dent Soc.* 1985; 39: 862-896.
121. Zissis A, Huggett R, Harrison A. Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials. *J Dent.* 1991; 19:199-206.

## ÖZGEÇMİŞ

1968 yılında İstanbul'da doğdum. 1984 yılında Erenköy Kız Lisesi'nden, 1989 yılında İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. Aynı yıl İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Total Parsiyel Protez Bilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım.

Halen aynı kürsüde doktora öğrencisiyim.

Evliyim.

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU  
BURSA İLİ BÜYÜKMESEKİTİ MERKEZİ