

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**NİKEL - KROM - MOLİBDEN ALAŞIMINDAN,
ÜÇ BOYUTLU GÖZENEKLİ BİR İMPLANT ÜRETİMİ VE
İN-VİVO ŞARTLARDA BİYOUYUMUNUN ARAŞTIRILMASI**

Yusuf ER

Tez Yöneticileri:
Prof. Dr. Nuri ORHAN
Prof. Dr. Emine ÜNSALDI

DOKTORA TEZİ
METALURJİ EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

ELAZIĞ, 2008

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**NİKEL - KROM - MOLİBDEN ALAŞIMINDAN,
ÜÇ BOYUTLU GÖZENEKLİ BİR İMPLANT ÜRETİMİ VE
İN-VİVO ŞARTLARDA BİYOUYUMUNUN ARAŞTIRILMASI**

Yusuf ER

DOKTORA TEZİ
METALURJİ EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

Bu tez, 17/01/2008 tarihinde aşağıda belirtilen jüri tarafından oybirliği /oyçokluğu ile başarılı / başarısız olarak değerlendirilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Nuri ORHAN

Üye: Prof. Dr. Halis ÇELİK

Üye: Yrd. Doç. Dr. Yücel GENCER

Üye: Yrd. Doç. Dr. Vedat SAVAŞ

Üye: Yrd. Doç. Dr. Mehmet KAPLAN

Bu tezin kabulü, Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

TEŞEKKÜR

“Nikel - Krom - Molibden Alaşımından, Üç Boyutlu Gözenekli Bir İmplant Üretimi ve İn-Vivo Şartlarda Biyouyumunun Araştırılması” adlı doktora tezinin hazırlanmasında fikir ve önerileriyle beni yönlendiren ve her konuda yardımlarını esirgemeyen sayın hocam Prof. Dr. Nuri ORHAN’a ve ikinci danışmanım sayın hocam Prof. Dr. Emine ÜNSALDI’ya teşekkürlerimi ve saygılarımı sunmayı bir borç bilirim.

Tez ile ilgili deneysel çalışmaların sürdürülmesinde maddi olanakların çoğunu sağlayan Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (FÜBAP) birimine ve döküm aşamasında laboratuvar ve maddi desteklerini esirgemeyen Hilal Dent Laboratuvarı sahibi diş teknisyeni Melih YAZICI’ya teşekkür ederim.

Numunelerin parlatılması, mikroyapı çalışmalarında yardımda bulunan Dr. Bülent KURT’a ve basma testlerinin ölçülmesinde yardımlarını esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. İlyas SOMUNKIRAN’a teşekkür ederim.

Ayrıca çalışmalarımın cerrahi aşamasında destek ve yardımlarını gördüğüm Veteriner Fakültesi Cerrahi Anabilim Dalı Üyesi Doç. Dr. Ali Said DURMUŞ’a ve Histopatolojik incelemelerde desteklerini esirgemeyen Arş. Gör. Uz. Dr. Tuncay KULOĞLU’na teşekkür ederim.

Son olarak, tez çalışması esnasında devamlı olarak destek gördüğüm eşime, oğluma ve tüm emeği geçenlere en içten saygılarımı ve teşekkürlerimi sunarım.

Yusuf ER

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER	I
ŞEKİLLER LİSTESİ	IV
TABLolar LİSTESİ	VI
ÖZET	VII
ABSTRACT	VIII
1. GİRİŞ	1
2. GÖZENEKLİ MALZEMELER VE ÜRETİM YÖNTEMLERİ	4
2.1. Metal Köpüklerin Kısa Bir Tarihi	4
2.2. Ticari Köpükler	5
2.3. Metal Köpükleri Üretim Yöntemleri.....	6
2.3.1. Katı – Gaz Ötektik Katılaşması (Gasar) Yöntemi.....	6
2.3.2. Metal Tozlarının ve Fiberlerin Preslenmeden Sinterlenmesi Metodu.....	8
2.3.3. Ara Malzemeli Toz Metalürjisi Yöntemi	10
2.3.3.1. Ara Malzemesi Suda Eriyebilen Toz Metalürjisi Yöntemi	10
2.3.3.2. Ara Malzemesi Yanarak Uçan Toz Metalürjisi Yöntemi.....	11
2.3.4. Döküm Yöntemi	12
2.3.4.1. Polimer Ön Şekilli Döküm Yöntemi.....	12
2.3.4.2. Suda Çözünebilir Ön Şekilli Döküm Yöntemi.....	13
2.3.4.3. İki Aşamalı Döküm Yöntemi	14
2.3.5. Elektro Kaplama Yöntemi.....	16
3. BİYOMALZEMELER VE BİYOUYUMLULUK	17
3.1. Biyomalzemelerin tanımı	17
3.1.1. Diş ve kemiğin yapısı	18
3.1.2. Sıkı Kemik ve Sünger Kemiğin Yeniden Oluşumu	19
3.1.3. Kemiğin Mekanik Özellikleri	20
3.2. Sert Doku Yerine Kullanılan Biyomalzemelerin Sınıflandırılması.....	20
3.2.1. Polimerler.....	21
3.2.1.1. Doğal Polimerler	21
3.2.1.2. Sentetik Polimerler.....	21

	Sayfa
3.2.2. Biyoseramikler	21
3.2.2.1. Seramik Grupları.....	22
3.2.3. Kompozit Biyomalzemeler	22
3.2.4. Metal Biyomalzemeler	23
3.2.4.1. Paslanmaz çelikler.....	24
3.2.4.2. Co – Cr – Mo Alaşımları.....	24
3.2.4.3. Dental Amalgam	24
3.2.4.4. Ni – Ti Alaşımları	25
3.3. Nikel ve Alaşımlarının Fiziksel Metalurjisi	25
3.3.1. Ni-Cr-Mo Alaşımlarının üçlü denge diyagramı	27
3.4. Metal Biyomalzemelerin Biyouyumu	28
 4. LİTERATÜR ÖZETİ	 32
 5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	 36
5.1. Deneyde Kullanılan Malzeme	36
5.2. Numune Üretiminde Hazırlık Aşamaları	37
5.2.1. Hassas Döküm Kalıpları İçin Modellerin Hazırlanması	37
5.2.2. Hassas Döküm Kalıplarının Hazırlanması	39
5.2.3. Döküm Aşaması	40
5.3. Yapılan Deney ve İncelemeler	42
5.3.1. Yoğunluk Ölçümü (Gözeneklik Oranının Belirlenmesi)	42
5.3.2. Optik Mikroskop Mikroyapı İncelemeleri	42
5.3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri ve Noktasal Analiz (EDS) Ölçümleri	43
5.3.4. Mikrosertlik İncelemeleri.....	43
5.3.5. Basma Deneyi	43
5.3.6. Cerrahi Süreç.....	44
5.3.6.1 Etik Kurul Raporu	44
5.3.6.2. Materyal	44
5.3.6.3. Metot	44
5.3.6.4. Operasyon Sonu Uygulamalar	45
5.3.6.5. Klinik Kontrol Bulguları	46
5.3.6.6. Radyografik Kontrol Bulguları	46

	Sayfa
5.3.6.7. Histopatolojik Kontrol Bulguları	46
6. DENEY SONUÇLARI VE TARTIŞMA	47
6.1. Malzeme Karakterizasyonu.....	47
6.1.1. Numune Yoğunlukları.....	47
6.1.2. Mikroyapı.....	48
6.1.3. Mikrosertlik.....	55
6.1.4. Basma Deneyi	55
6.2. Biyolojik Sonuçlar	59
6.2.1. Radyografi.....	59
6.2.2. Histopatolojik Sonuçlar.....	61
6.2.2.1. Makroskopi	61
6.2.2.2. Mikroskopi	62
7. GENEL SONUÇ VE ÖNERİLER	67
KAYNAKLAR	69
ÖZGEÇMİŞ	72

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Metal-Gaz denge diyagramı	7
Şekil 2.2. Katı-Gaz Ötektik Katılaşması Yönteminin Uygulanışı	7
Şekil 2.3. GASAR yöntemi ile elde edilen köpüğün kesiti.....	8
Şekil 2.4.a. Metal tozlarının preslenmeden sinterlenmesi	9
Şekil 2.4.b. Metal tozlarının bir ara malzeme ile harmanlanıp preslenmeden Sinterlenmesi.....	9
Şekil 2.5. Ara malzemesi suda eriyebilen toz metalürjisi yönteminin şematik görünümü ...	10
Şekil 2.6. Ara malzemesi suda eriyebilen toz metalürjisi yöntemi ile üretilen bir malzemenin mikroyapısı	11
Şekil 2.7. Ara malzemesi yanarak uçan toz metalürjisi yönteminin aşamaları.....	12
Şekil 2.8. Suda Çözünebilir Ön Şekli Döküm Yöntemi	13
Şekil 2.9. İki aşamalı döküm yöntemi	15
Şekil 2.10. Elektro kaplama yöntemiyle köpük üretim aşamaları	16
Şekil 3.1. İnsan kemiğinin yapısı.....	18
Şekil 3.2. Biyomalzemelerin sınıflandırılması.....	20
Şekil 3.3. Ni-Cr-Mo Alaşımının üçlü denge diyagramı.....	28
Şekil 5.1. Kullanılan model köpüklerin görünimleri	37
Şekil 5.2. Numune modeli ölçüleri	38
Şekil 5.3. Numune modelinin önden ve üstten görünüşü	38
Şekil 5.4. Model oluşturulmasında yolluk bağlanması ve döküm ağacı oluşumu	39
Şekil 5.5. Kalıp hazırlama aşamaları	40
Şekil 5.6. Zemberekli savurma döküm makinesi.....	41
Şekil 5.7. Alçı temizleme makinesi	41
Şekil 5.8. Döküm Aşamaları.....	41
Şekil 5.9. Basma testi deney numunesi.....	44
Şekil 5.10. İmplantın oluşturulan defekte yerleştirilme aşamaları.....	45
Şekil 6.1. A grubu numuneye ait SEM ve 0, 1, 2 no'lu EDS analiz bölgeleri	49
Şekil 6.2. A grubu numune ye ait 0 no'lu bölge EDS analizi.....	50
Şekil 6.3. A grubu numune ye ait 1 no'lu bölge EDS analizi.....	50
Şekil 6.4. A grubu numune ye ait 2 no'lu bölge EDS analizi.....	51
Şekil 6.5. B grubu numuneye ait SEM ve 0, 1 no'lu EDS analiz bölgeleri	52
Şekil 6.6. B grubu numune ye ait 0 no'lu bölge EDS analizi	52
Şekil 6.7. B grubu numune ye ait 1 no'lu bölge EDS analizi	53

Şekil 6.8. C grubu numuneye ait SEM ve 0 no'lu EDS analiz bölgeleri	53
Şekil 6.9. C grubu numune ye ait 0 no'lu bölge EDS analizi	54
Şekil 6.10. Ni-Cr-Mo alaşımlı numunenin optik mikroskop görüntüsü	55
Şekil 6.11. A grubu numunelere ait gerilme-birim şekil değiştirme diyagramı.....	56
Şekil 6.12. B grubu numunelere ait gerilme-birim uzama diyagramı.....	57
Şekil 6.13. C grubu numunelere ait gerilme-birim uzama diyagramı.....	57
Şekil 6.14. A, B ve C grubu numunelerin ortalama değerlerde karşılaştırmalı gerilme-birim şekil değiştirme diyagramları.....	58
Şekil 6.15. 2 ay sonunda deneklerden alınan radyografi görüntüleri.....	60
Şekil 6.16. 4 ay sonunda deneklerden alınan radyografi görüntüleri.....	60
Şekil 6.17. 6 ay sonunda deneklerden alınan radyografi görüntüleri.....	61
Şekil 6.18. Ni-Cr-Mo gözenekleri içinde kemik ve doku gelişimi	62
Şekil 6.19. 2. ay sonunda ki ışık mikroskobu görüntüsü	63
Şekil 6.20. 2. ay sonunda diğer bir ışık mikroskobu görüntüsü.....	63
Şekil 6.21. 4. ay sonunda ki ışık mikroskobu görüntüsü	64
Şekil 6.22. 4. ay sonunda diğer bir ışık mikroskobu görüntüsü.....	64
Şekil 6.23. 6. ay sonunda ki ışık mikroskobu görüntüsü	65
Şekil 6.24. 6. ay sonunda ki periost ve spongios kemik mikroyapısı	65
Şekil 6.25. 6. ay sonunda periost ışık mikroskop görüntüsü.....	66

TABLÖLER LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Biyoseramiklerin doku ile etkileşimlerine göre sınıflandırılmaları ve biyoseramik örnekleri.....	22
Tablo 3.2. En yaygın kullanılan metal biyomalzemeler	23
Tablo 3.3. Nikel, Krom ve Molibden elementlerinin bazı fiziksel özellikleri.....	26
Tablo 5.1. Çalışmada kullanılan alaşımın yüzde oranları	36
Tablo 5.2. Ni-Cr-Mo alaşımına ait bazı mekanik özellikleri.....	36
Tablo 5.3. Poliüretan model köpüklerin fiziksel özellikleri	37
Tablo 5.4. İmplant Uygulanan denekler	46
Tablo 6.1. Gruplara ait numunelerin yoğunluk ölçümleri	47
Tablo 6.2. Artan gözenek oranına göre yoğunluk değerlerinin (%) değişimi	48
Tablo 6.3. Basma testinde kullanılan numunelere ait ortalama değerler.....	56
Tablo 6.4. Çeşitli alaşımlardan üretilmiş numunelere ait bazı değerlerin karşılaştırılması..	59

ÖZET

Doktora Tezi

NİKEL - KROM - MOLİBDEN ALAŞIMINDAN, ÜÇ BOYUTLU GÖZENEKLİ BİR İMPLANT ÜRETİMİ VE İN-VİVO ŞARTLARDA BİYOUYUMUNUN ARAŞTIRILMASI

Yusuf ER

Fırat Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Metalurji Eğitimi Anabilim Dalı

2008, Sayfa: 72

Biyoloji ve tıp alanındaki tribolojik uygulamalar, hızla gelişen bir bilim dalı (biyomedikal triboloji) olmaktadır. Bu alanın temellerini şu anda triboloji mühendisliğinin temelleri oluştursa da, yakın bir zamanda geleneksel sınırların dışına çıkılması zorunlu görülmektedir. Biyomedikal tribolojik sistemler, biyolojik ortamlarda kompleks etkileşimler içerisinde çalışan sentetik malzemeler ile doğal dokuları kapsar.

Bu çalışmada, diş kuronu imalatında sıklıkla kullanılan Ni-Cr-Mo alaşımı bir malzemenin poliüretan köpük model kullanılarak düzenli, açık gözenekli formda, hassas döküm yöntemi kullanılarak üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretilen numunelerin karakterizasyonu nu belirlemek amacıyla, numunelere yoğunluk ölçümü, basma testi, mikrosertlik ve metalografik incelemeler yapılmıştır. Üretilen numunelerin in vivo şartlarda denenmesi amacıyla, üretilen implantlar, çeşitli süreler için köpeklere implant edilmiş, süre sonunda, implantlar köpeklerden çevre doku ile beraber çıkarılmıştır. İmplant ve çevre dokuların patolojik incelemeleri yapılarak, implant malzemesinin biyoyumu araştırılmıştır.

Çalışma sonunda; değişik gözenek boyutlarındaki poliüretan modellerin kullanımı ile gözenek boyutlarında kontrol edilebilirlik sağlanmıştır. Alaşımın dokularda herhangi bir patoloji, iltihap ve reaksiyon oluşturmadığı görülerek, biyoyumlu olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Hassas Döküm Yöntemi, Açık Gözenek, Ni Esaslı Alaşımlar, İmplant, Biyoyum

ABSTRACT

PhD Thesis

THE PRODUCTION OF NICKEL-CROMIUM-MOLYBDENUM ALLOY WITH OPEN PORE STRUCTURE AS A IMPLANT, AND THE INVESTIGATION OF ITS BIOCOMPATIBILITY IN VIVO

Yusuf ER

Firat University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Metallurgy Education

2008, Page: 72

The application of tribology in medicine and biology is a growing and rapidly expanding engineering field. It necessarily builds upon the fundamentals of engineering tribology, and extends well beyond conventional boundaries. Biomedical tribological systems involve an extensive range of synthetic materials and natural tissues, which often operate in complex interactive biological environments.

In this study, The samples have been produced from Ni-Cr-Mo alloy which have been used frequently on dental crown production, with uniform open-cell structure by the investment casting method and using polyurethane foam models. Strain test, microhardness and metallographic investigation were done to the samples for determining the features of mechanic and microstructure of produced samples. For the aim of trying produced samples in vivo conditions, produced implants were implanted to the dogs for various periods, at the end of the period, the implants were removed from the dogs with environment tissue. The biocompatibility of implant materials has been searched by making the histopathology examination of implant and environment tissue.

At the end of the study; controllability in the sizes of pore was achieved by using polyurethane models with different cell (pore) sizes. The Alloy causes any pathology, infections and reactions in the cell tissues and its biocompatibility is proved.

Key Words: Investment casting, Open cell structure, Ni based Alloys, Implant alloys, Biocompatibility

1. GİRİŞ

Biyomalzemelerin kullanımı çok eskilere dayanır. Mısırdaki bulunan mumyalarda kullanılan yapma göz, burun ve dişler bunun en iyi kanıtlarıdır. Bu nedenle 2000 yıl önce altın diş protezlerinin kullanıldığına dair daha başka kanıtlarda vardır. Ayrıca bronz ve bakır implantların da eski zamanlarda kullanıldığı bilinmektedir (Somunkıran, 2006). Biyomalzemelerin temel özelliği biyolojik uyumluluktur. Biyolojik uyumluluk biyomalzemelerin vücuttaki sıvılarla uyumlu olmasını ifade eder. Biyomalzemeler iyi hazırlanmalıdır; çünkü vücuttaki sıvılarla daima ilişki halindedirler. Bazı malzemeler dokuların normal fonksiyonlarını etkilemezler. Bu özellikleri onların dokularla zıt reaksiyonlara girmesini engeller. Metalik implant uygulamasının, 16. yüzyıl ortalarında çatlak damak tedavisi, altın plaka kullanımı ile başladığı sanılmaktadır. Demir, altın, gümüş, kurşun, bronz ve platin gibi metalik malzemeler 19. yüzyılın başlarında çatlak kemiklerin tedavisi için çivi ve tel halinde kullanılmaya başlanmıştır. En yaygın yük taşıyıcı olarak kullanılan metalik implant malzemeler; paslanmaz çelikler, Co-Cr-Mo'lu alaşımlar ve Ti ve alaşımlarıdır (Somunkıran, 2006).

Biyoloji ve tıp alanındaki tribolojik uygulamalar, hızla gelişen bir bilim dalı olmaktadır. Bu alanın temellerini şu anda triboloji mühendisliği oluştursa da, yakın bir zamanda geleneksel sınırların dışına çıkılması zorunlu görülmektedir. Biyomedikal tribolojik sistemler, biyolojik ortamlarda kompleks etkileşimler içerisinde çalışan sentetik malzemeler ile doğal dokuları kapsar. Biyomedikal triboloji doğal insan ve hayvan sistemlerini kapsar. Bu bilim dalının artan önemi ise; hastalıklı doku ve organların bunların yerine geçebilecek materyallerle değiştirilebilir olmasıdır.

Son otuz yıl boyunca doğal dokular üzerine yapılan çalışmalar, biyomalzemelerin ve protez cihazlarının tribolojik özelliklerinin fonksiyonelliğini belirleyebilmek üzerine olmuştur. Bu zaman içerisinde uygulanan başarılı çalışmalar, beraberinde yeni sorunları da ortaya çıkarmıştır. Örneğin vücuda yerleştirilen bir protez veya cihazın insan vücudunda uzun zaman kalması sonucunda, tribolojik ve biyolojik etkileşim içerisine girdiği, bunun da cihazların hizmet ömürleri üzerinde önemli etkiler oluşturduğu belirtilmiştir. Ancak artan teknolojik birikimler neticesinde, insan vücuduna yerleştirilen protez ve cihazların temel özellikleri ve performansları geliştirilebilmektedir.

Gelecekte, etkileşim içerisinde çalışan biyolojik ve tribolojik sistemlerde hem biyoaktif biyomalzemeler hem de protez sistemlerin kullanımı artacaktır. Bu gelişmeler, var olan doğal insan sistemlerindeki tribolojik deneyimleri ve geleneksel sentetik biyomalzemeleri tamamlayacak ve fizik, mühendislik, tıp ve biyoloji disiplinlerinin daha yakın ilişkiler içerisinde çalışmasına yardımcı olacaktır (Fisher, 2001).

Son 15 yıl içinde ortopedi ve implantolojide de pek çok gelişmeler olmuştur. Bunlardan en önemlisi kuşkusuz implantolojide ki gelişmelerdir. İmplant olarak kullanılan malzemeleri organizmada zorlu koşullar beklemektedir. Kullanılan malzemenin özellikleri, implantın dizaynı ve fiksasyon metodu, implantın performansını belirler. Biyomalzeme olarak kullanılacak malzemenin mukavemeti, yorulması, yüzey korozyonu, dokulara karşı alerjik reaksiyon özellikleri ve biyolojik uyumluluğu günümüzde üzerinde en fazla durulan konulardır (Sarsılmaz, 2000).

Biyomalzemeler kullanılmadan önce birtakım test ve incelemelerden geçirilmelidir. Bunlar içinde en önemlisi biyoyumlulukla ilgili testlerdir. Kullanılacak malzeme insan vücudu şartları göz önüne bulundurularak 37° C ve 7,25 pH değerinde kondisyonunu kaybetmeden, bulunduğu dokuya zıt bir reaksiyon göstermemelidir. Ayrıca biyomalzemeler mekanik kuvvetlere karşı kırılmadan ve eğilip burulmadan mukavemet edebilmeli, ani aşırı yüklenmelere veya korozyona dayanabilmelidir (Bonfield, 1987).

Kemik implantı olarak günümüze kadar çok sayıda farklı malzemeler kullanılmıştır. İdeal bir implant dokularla tamamen uyumlu ve biyolojik olarak inert olmalı, kolay bulunmalı, dayanımı kemiğinkine yakın olmalı, hastanın dokusu tarafından kabul edilip enfeksiyon oluşturmamalıdır. Açık hücreli yapılarıyla yeni kemik dokusunun oluşumuna ve vücut sıvılarının dolaşımına müsaade eden metal köpükleri, biyomalzeme olarak kullanımı bakımından çok önemlidir (Zardiackas, 2001). Metalik köpükler gayet düşük yoğunlukları, mükemmel mekanik, ısı, elektrik ve akustik özellikleriyle yeni sınıf malzemelerdendir (Gibson, 1997). Özellikle yeni kemik dokusunun oluşumuna ve vücut sıvılarının (kan) dolaşımına müsaade eden açık hücreli metal köpükleri, biyomalzeme olarak kullanılacak önemli malzemelerdir (Zardiackas, 2001). Gözenekli malzemeler mukavemet ve elastikiyet katsayısı bakımından, doğal kemiğin mukavemet ve elastikiyet katsayısına mümkün olduğu kadar yakın olarak ayarlanıp üretilbildikleri için, özellikle çok caziptirler (Wen, 2001).

Metaller korozyon direncinin düşük oluşu ve doku hassasiyeti nedeniyle ideal maddeler değildir. Ayrıca metal ve kemik ara yüzeyinde oluşan bağ, zamanla vücut sıvıları nedeniyle koptuğundan protez kaybı gerçekleşebilmektedir. Bununla birlikte metaller ve alaşımları güçlü mekanik özelliklerinden dolayı ortopedik cerrahide implant malzeme olarak kullanılır. Ortopedide en yaygın olarak kullanılan alaşımlar paslanmaz çelik, Co-Cr alaşımları ve Ti-6Al-4V'dur (Shackelford 1999). Metaller, kas-iskelet sisteminin biyomekanik koşullarına en iyi uyum gösteren malzemelerdendir. Metaller, belirli sınırlarda ağır, uzun süreli, değişken ve ani yüklenmelere karşı özelliklerini kaybetmeden dayanabilmeleri nedeni ile de tercih edilmektedirler (Somunkıran 2006).

Günümüzde başlıca üç metal grubu ve bunların değişik türevleri ortopedi ameliyatlarında fabrikasyon protez malzemesi olarak kullanılmaktadır. Bunlar paslanmaz çelikler, kobalt-krom esaslı alaşımlar ve titanyum esaslı alaşımlardır. En yaygın olarak kullanılan saf ya da alaşım halindeki protezler ise; Co-Cr-Mo, Co-Ni-Cr-Mo-Ti, Co-Cr-W-Ni, Ti-Al-V alaşımları ile saf titanyum ve paslanmaz çelik çeşitleridir.

Dökülebilir Co-Cr-Mo alaşımı, dişçilik alanında uzun süreden beri kullanılmaktadır. Son zamanlarda bu alaşımın suni eklem yapımında kullanıldığı da görülmektedir. Co-Cr-Ni-Mo alaşımı ise, yükün fazla olduğu bacak ve kol eklemlerinde kullanılmaktadır (Park, 2000).

Bu çalışmada diş protezi yapımında yaygın olarak kullanılan Nikel esaslı bir Ni-Cr-Mo alaşımının hassas döküm kalıplama yöntemi kullanılarak, açık gözenekli olarak dökülebilirliği, gözenek boyutlarının kontrol edilebilme özelliği ve bir implant malzemesi olarak in-vivo şartlarda kullanılabilirliği ve biyouyumluluğu araştırılmıştır.

2. GÖZENEKLİ METALİK MALZEMELER VE ÜRETİM YÖNTEMLERİ

2.1. Metal Köpüklerin Kısa Bir Tarihi

Metal köpükleri ile ilgili ilk kayda 1940'ların sonunda rastlanır. Bu tarihte Benjamin Sosnick Metal köpüğü yapımı yöntemi adı altında bir patent dosyası hazırladı. Benjamin Sosnick metodunda genellikle farklı ergime ve kaynama noktalarına sahip farklı fazlar içeren alaşımları kullandı. Bu fazlar birbirini etkilemeden bağımsız olarak ergiyebilmekte ve kaynayabilmekteydi. Bu yöntemde, bileşimi oluşturan maddelerin biri henüz eriyorken diğeri, kaynayacak şekilde ısıtıldı. Isıtma gaz halindeki metalin uçmaması için kapalı ve basınçlı bir ortamda yapıldı. Basıncın kaldırılması ile karışım aniden kaynadı. Bundan sonra karışım kapalı gözenekli bir yapı oluşturmaları için soğutuldu. Bu yöntemle elde edilen metal köpüğün çarpma direnci, ısı ve ses absorbe etme özelliği nedeniyle, bazı alanlarda kullanılması uygun görüldü. Ancak, sadece birkaç alaşım bu işlem için gerçekten uygundu, çünkü alaşımdaki bazı elementlerin çok bir düşük kaynama noktasına sahip olması gerekiyordu. Bu özellik çinko, kadmiyum ve cıva gibi nispeten buharlaşabilen (gaz haline gelebilen) elementlerin bileşimlerinde görülür. Yöntem oldukça pahalıydı ve sadece kullanım alanı düşük bazı metalleri içeren oldukça düzensiz küçük köpük parçaları üretilebildi. Bu nedenle, yöntem yaygın olarak kullanılmadı (Curran, 2002).

Bir zaman sonra, 1950'lerin sonunda, ilk açık gözenekli metal köpükler üretildi. Bu ergimiş alüminyumu yoğunlaştırılmış gözenekli kaya tuzu bloğunun içine akıtılarak ve daha sonra tuzun eritilerek, gözeneklerin oluşumu sağlandı. Bu yöntemle Sosnick'in metodundan çok daha güvenilir metotla, bir köpük yapısı üretildi. Kullanım alanları olarak; yüksek ısılı metal filtrelerde (süzgeçlerde), büyük alanlı metal katotlarda, güdümlü füzeler ve roketlerde, hassas elektrik bağlantılarının gerçekleştirilmesini sağlamak için darbeye dayanıklı malzemelerinde ve kapı kollarında önerildi (Curran, 2002).

1959'da tamamen farklı bir yaklaşım geliştirildi. United Aircraft Corporation'da araştırma personeli yeni bir köpük üretim metodu için bir patent dosyası hazırladılar. Bu yöntemde, bir metal tozu, gaz ile karıştırıldı. Gazla oluşturulan malzeme, ayrıştırma için ve metalin yaklaşık ergime sıcaklığında büyük miktarda gazı serbest bırakması için dikkatlice seçildi. Soğukta preslenerek kalıptan çıkarılmış bu toz karışımının her tarafına köpürtme maddesi homojen olarak dağıldı. Bu katı metal, metalin ergime sıcaklığına kadar ısıtıldığında köpürtme maddesi bir metal köpük yaparak ergimiş metaldeki gazı serbest bırakmak için ayrıştı. Uygun sıcaklıklarda metallere ve hidrojen gazına ayrışan ve bugünkü ticari köpük yapma metotlarının

pek çoğunda kullanılan metal hidritler bu patentle köpürtme maddeleri olarak ilk defa kullanılmış oldular (Curran, 2002).

Bu yöntemde en önemli problem köpüğün soğutulmasıydı. İndüksiyonlu ısıtma sistemi, ısı kaynağının oldukça çabuk kapatılmasına imkân veriyordu, fakat metalin hala sıcak olması ve köpük yeteri kadar soğuyup katılaşmadığı için yeniden ergimiş metal haline geri dönmeye meyilliydi. Köpüğün kısmi olarak ısıtılması ya da su ile soğutulması genelde bu problemi çözdü. Fakat bu problem daha sonra güvenilir köpük üretimi için açıklığa kavuşturulması gereken önemli bir konu oldu.

4 yıl sonra, Hardy ve Peisker oldukça geniş bir patent dosyası hazırladılar. Bu dosya yarı erimiş metale direkt olarak köpürtme maddelerinin eklenmesi metodunu içeriyordu. Bu toz esaslı metot önemli derecede çok daha ucuz köpük üretme avantajına sahipti. Bu yeni gelişme; silisli malzemelerin, viskozitesini arttırmak için ve yapıda dağılmış olan gazı tutmak için ergimiş alüminyuma eklenmesiydi. Diğer yeni bir fikir ise şu idi; köpürtme maddeleri gibi metal hidritleri kullanmak için bir alternatif olarak hidratlı killer kullanıldı. Bu, hidratlı killer erimiş haldeki malzemeye eklendiğinde onların yapısında hapsolunan su moleküllerini buharlaştırarak malzemeden uzaklaştırdı (Curran, 2002).

Birkaç kuruluş metal tozlarının temel alınarak metal köpüğü üretimi üzerinde çalışmaya devam etti. Bunlar, köpüklerin faydalı malzemeler olmasından çok, üretim maliyeti ve ticari noktası üzerinde durdular. Ergitme yöntemli köpükler ticari ilginin ana odağı idi. Birkaç üniversite ve şirket metal köpük üretmek için alternatif metotlar üzerinde çalışmaya başladı. İnfiltrasyon ve elektro kaplama ve diğer sistemlere dayalı olarak yüksek kalitede ve pahalı malzemeyi üretmeyi başardılar (Curran, 2002).

2.2. Ticari Köpükler

Ergitme esaslı köpükler, ticari köpük üretiminde hâkim olmaya başladılar. Japonya'daki The Shinko Wire şirketi, kalsiyumun eklenmesiyle viskozitesi arttırılan bir erimiş malzemeye TiH_2 nin direk olarak enjekte edilmesiyle üretilen Alporas köpüğünü geliştirdi. Norveç'teki Hydro ve Toronto'daki Cymat erimiş metale direkt olarak gaz enjeksiyon yöntemini kullanarak ergitme esaslı köpükleri geliştirdi. Daha sonra Cymat ilk yüksek hızlı üretim planı tekniği ile üretim yaptı ve sonra Hydro'yu satın aldı. Inco ve ERG şirketleri yüksek kalitede açık gözenekli köpükleri geliştirdi. Avusturya'daki Alulight firması toz esaslı köpükler üretti. İlk büyük ölçekli köpük uygulamalarında, bu yöntemlerin pek çoğu işe yaradı. Fakat metal köpükler için piyasa, nispeten iyi nitelikli köpüklerin yüksek üretim maliyetlerinden dolayı sınırlı kaldı. Cambridge'de FORMGRIP ve FOAMCARP köpük üretme yöntemleri gibi gelişmeler, ergitme

yöntemli köpüklerin, toz esaslı ya da süzme esaslı üretme yöntemlerindeki yüksek maliyetten uzak durmasıyla ticari olarak faydalı oldukları noktaya yükselmeyi amaçladı. Bunlar temelde gelişen tekniklerdi. Bu teknikler bugünün geçerli metotlarıdır ve daha üniform gözenekler üretilir. Günümüze kadar iyi ilerlemeler gerçekleştirildi. Üretilen bu malzemeler günümüzde geleneksel mühendislik malzeme sahasında yerlerini aldılar (Curran, 2002).

2.3. Metal Köpükleri Üretim Yöntemleri

Metal bir köpük, diğer köpük türleriyle benzerlik gösterir (Örneğin; yıkama sıvısı içerisinde oluşan köpükler, mobilya imalatında kullanılan sarı renkli poliüretan köpükler). Tek fark, malzemenin metal olmasıdır. Bir metal köpükte temel olarak yapının % 75 ila % 95'i gözeneklerden oluşur. Bu gözenekler ya açık hücreli köpük şeklinde ya da araları duvarla örülü kapalı hücre yapısını teşkil etmesiyle meydana gelirler.

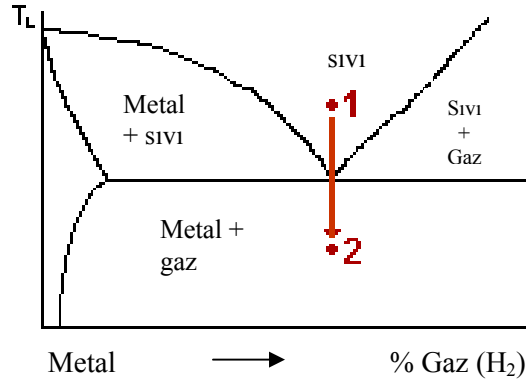
Metal köpükler oldukça rijittirler (plastik köpüklere benzemez) ve bir kısmı kesilinceye kadar dolu bir metal bloğu şeklinde görünürler. Metal köpüklerini kullanışlı kılan özelliklerinin başında; yüksek mukavemete sahip olmaları ve üzerlerine uygulanan ağırlıkları taşıyabilmeleridir. Metal köpükler ayrıca düşük gerilimler altında baskıya tabi tutulduklarında büyük miktarda enerji absorbe ederler.

Metal köpüklerin başlıca üretim metotları;

1. Katı – Gaz Ötektik Katılaşması (Gasar) Yöntemi,
2. Metal Tozlarının ve Fiberlerin Preslenmeden Sinterlenmesi Metodu,
3. Ön Şekilli Toz Metalurjisi Yöntemi,
4. Döküm Yöntemi,
5. Elektro Kaplama Yöntemi.

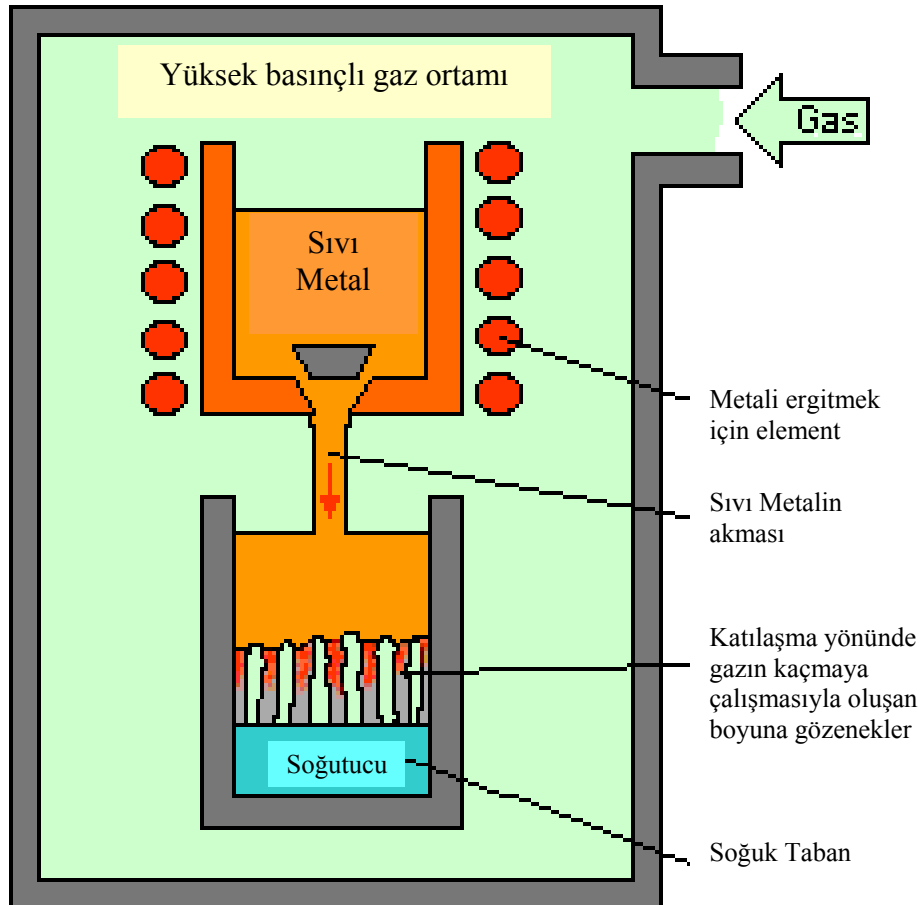
2.3.1. Katı – Gaz Ötektik Katılaşması (Gasar) Yöntemi

Bu yöntemde, çoğunlukla metal- hidrojen denge faz diyagramı esas kabul edilir (Şekil 2.1.). Ötektik ayrışmasında hidrojen gazı ile doymuş metal soğutularak metal ve hidrojen gazı beraber katılaşır. Bu sistemde yaygın olarak Alüminyum – Hidrojen ikilisi kullanılmaktadır. Sistemde metal, basınçlı bir kap içerisinde fırında ergitilmektedir. Metal yüksek basınç altında hidrojen atmosferinde ergitildiğinde hidrojenli bir metal ergiyiği elde edilir. Gazla doymuş olan bu metal ergiyiği, tabanı soğutuculu olan başka bir potaya aktarılır. 0.05 ve 5 mm s⁻¹ arasındaki bir hızla potanın tabanından yukarıya doğru metal ergiyiği aşamalı olarak katılaşırken basınç kontrol altında tutulur. Ötektik sıcaklık altındaki metal içindeki gaz ergimesi ihmal edilir.



Şekil 2.1. Metal-Hidrojen gazı denge diyagramı (Curran, 2001)

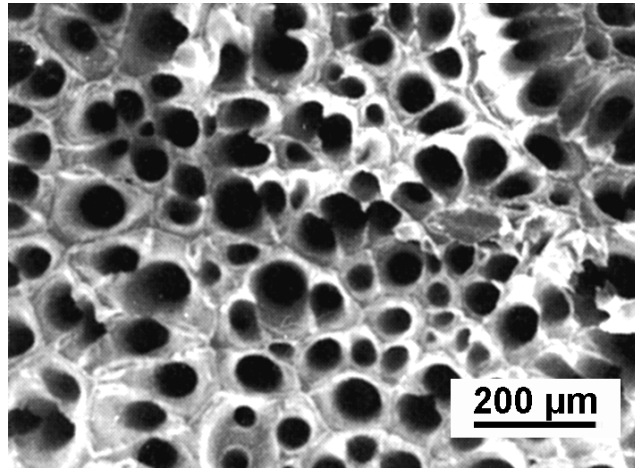
Katılaşma esnasında gazlar metalden atılır. Bu, soğutma yönüne sıralı paralel oluşarak genişleyen gözenekler vasıtasıyla olur. Şekil 2.2’de yöntemin uygulanışı görülmektedir (Curran, 2001).



Şekil 2.2. Katı-Gaz Ötektik Katılaşması Yönteminin Uygulanışı (Curran, 2001)

Gaz basıncı, soğuma hızı ve ısı transfer yönü, kullanılan metal ve alaşımının kimyasal bileşimi ve ergime sıcaklığı ile kontrol edilir. Bu yöntemle alüminyum, nikel, demir, magnezyum ve çeşitli alaşımlardan köpükler elde edilmiştir.

Bu köpüklerde gözenek % 5 ila % 75 oranlarında, gözenek boyutları ise 10 μm ila 10 mm arasında elde edilebilir. Gözenekler silindiriktir. Gözenekler metalin ilk katılaştan kısımlarında sonraki aşamalarda katılaştan kısımlarına göre birbirine daha iyi benzerlik gösterir. Diğer bir deyişle potanın alt tarafına yakın olan gözenekler daha üniormdur. Şekil 2.3'te bu yolla elde edilen bir köpüğün kesit resmi görölmektedir.



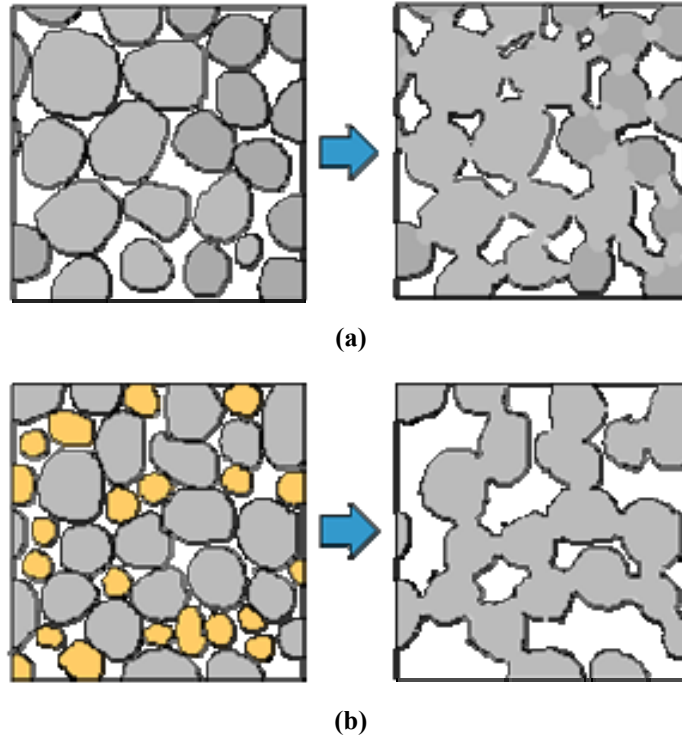
Şekil 2.3. GASAR yöntemi ile elde edilen köpüğün kesiti

Bu yöntemle üretilen köpükler genellikle istenen kalitededir. Ancak özellikle maksimum gözeneklilik seviyesi yüksek değildir. Ürünlerin son şekliyle üretilmesi ancak basit şekilli parçalara uygulanabilir. Üretim hızı yavaştır ve yükseltmek zordur. Ayrıca bu yöntem karmaşık ve pahalıdır.

2.3.2. Metal Tozlarının ve Fiberlerin Sinterlenmesi Yöntemi

Bu yöntemle üretilen köpük malzemeler nispeten düşük gözeneklilik oranında (tipik olarak % 30 ila % 50 arasında) metal tozlarının kompaktlanıp aşamalı olarak sinterlenmesiyle elde edilmektedir. Bu yöntemde açık hücreli yapı, ara malzemeli ve ara malzemesiz olmak üzere iki ayrı yöntemle elde edilebilmektedir. Şekil 2.4.a'da ara malzeme kullanılmadan yapılan bir sinterleme, Şekil 2.4.b'de ise metal tozları ile karıştırılan ara malzeme kullanılan bir sinterleme görölmektedir.

Gözeneklilik metal tozlarının ara malzeme ile harmanlandıktan sonra, sinterleme esnasında ara malzemenin uçup gitmesi ile elde edilmektedir. Metal tozlarının yerine kısmi olarak veya tamamen fiber kullanılırsa % 96 - % 98 gibi yüksek gözeneklilik oranlarına sahip bir yapı elde edilebilir. Bu metal köpükler metal tozlarıyla yapılandırana daha yüksek mukavemet ve esnekliğe sahip fiberlerden yapılır. (Curran, 2001)



Şekil 2.4. Metal tozlarının (a) preslenmeden sinterlenmesi
(b) bir ara malzeme ile harmanlanıp preslenmeden sinterlenmesi (Curran, 2001)

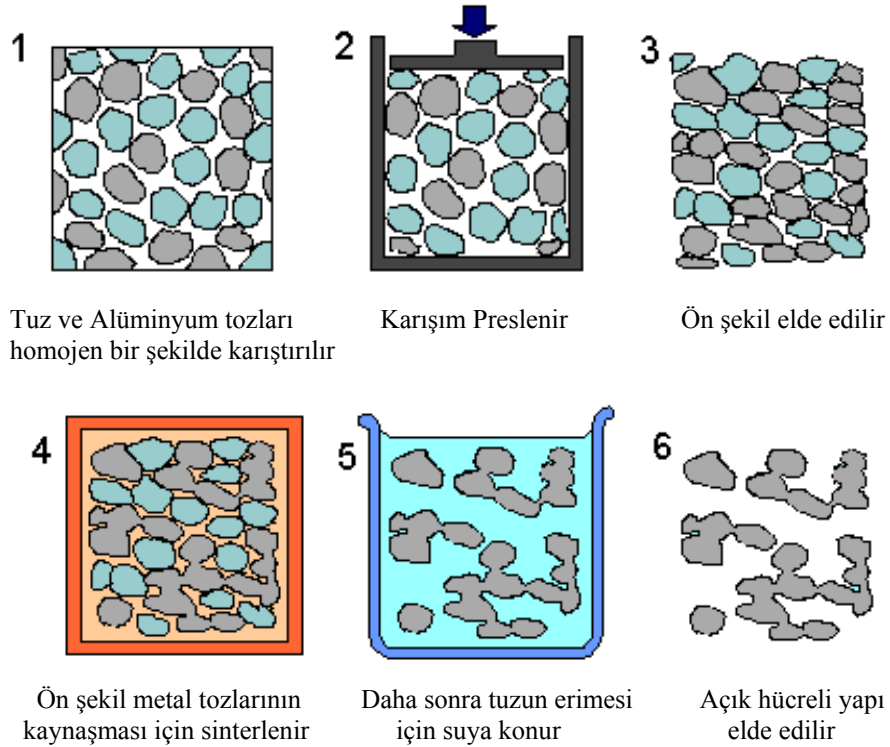
Bu yöntemle metal tozlarıyla elde edilen köpüklerin gözenekleri, fiber köpüklerine nazaran daha düşük olur. Ancak fiberden üretilen köpüklerin gözenek oranı yüksek olmasına rağmen imalatı daha pahalıdır. Malzemelerin mukavemeti, metal veya fiber tanecikler arasındaki en küçük temas noktalarıyla ilgilidir; yani bu tür köpüğün kendine özgü mukavemeti düşüktür. Bununla beraber bu yöntem birçok metal ve alaşım için kullanılabilir. Üretilen köpüklere kalıp içerisinde son şekiller verilebilir. Böylece köpükler, üretim sonrası pahalı talaş kaldırma işlemleri gerekmeksizin istenilen biçim ve formda üretilmiş olurlar (Curran, 2001)

2.3.3. Ara Malzemeli Toz Metalurjisi Yöntemi

Bu yöntemde başlangıç malzemesi olarak metal tozları ve bu metal tozları içinde ara malzeme oluşturacak, eriyebilme veya yanarak uçma (yok olma) özelliğine sahip olan tozlar beraber homojen bir şekilde karıştırılarak, preslenmeden önce bir ön şekil hazırlanır. Bu yöntem eriyerek ve yanarak olmak üzere iki ayrı ara malzeme kullanılarak gerçekleştirilir.

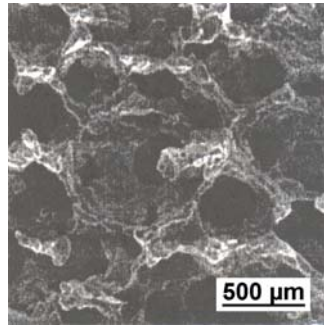
2.3.3.1. Ara Malzemesi Suda Eriyebilen Toz Metalurjisi Yöntemi

Bu toz metalurjisi yöntemi bir fazlı suda çözünebilir, iki fazlı öncü yoğun-katı bir karışıma uygulanmaktadır. Bir faz suda çözündürüldüğünde diğer faz köpük yapıyı oluşturur. Bu yöntem şematik olarak Şekil 2.5'te gösterilmektedir. Al ve NaCl (kaya tuzu) tozları mükemmel bir şekilde karıştırılır. Daha sonra bir kap içinde preslenerek ön şekillenirler ve şekillenen alüminyum ergime sıcaklığının hemen altında bir sıcaklıkta sinterlenir. Tuzun (NaCl) suda eritilmesiyle açık gözenekli yapı elde edilmiş olur. Alüminyum ağ bağlantısının sürekliliğinden emin olmak için gözeneklilik oranının % 85'i geçmesi istenilmez. Aynı şekilde alüminyumun korozyona uğramaması için en düşük gözeneklilik oranı % 50 olmalıdır. Bu yöntemle gözenek boyutu 300 ila 1000 μm arasında olan köpükler üretilebilmektedir (Curran, 2001).



Şekil 2.5. Ara malzemesi suda eriyebilen toz metalurjisi aşamalarının şematik gösterimi (Curran, 2001)

Gözenek boyutları tuz taneciklerinin boyutlarının dikkatli bir şekilde seçimi ile mümkün olabilir. Kullanılacak metal ve alaşımları için özel bir sınırlama yoktur. İstenilen şekil ve biçimlerde kolaylıkla preslenebilir. Bu yöntemde köpükler son biçimlerinde üretilebilirler. Bu açık gözenekli köpükler yüksek kalitelidirler ve yüksek kaliteli malzeme özelliklerinde üretilebilirler. Ancak kaliteli ve iyi metal tozlarının pahalı olmasına oranla, sistemde pahalıdır. Tuzun çözündürülme işlemi, sistemi yavaşlatan bir adımdır. Büyük parçaların üretiminde tuzun parça içinden çözündürülme işlemi çok uzun zaman alır. Şekil 2.6'da ara malzemesi suda eriyebilen toz metalurjisi yöntemi ile üretilmiş bir metal köpüğün mikroyapısı görülmektedir (Curran, 2001).



Şekil 2.6. Ara malzemesi suda eriyebilen toz metalurjisi yöntemi ile üretilmiş bir metal köpüğün mikroyapısı (Curran, 2001)

2.3.3.2. Ara Malzemesi Yanarak Uçan Toz Metalurjisi Yöntemi

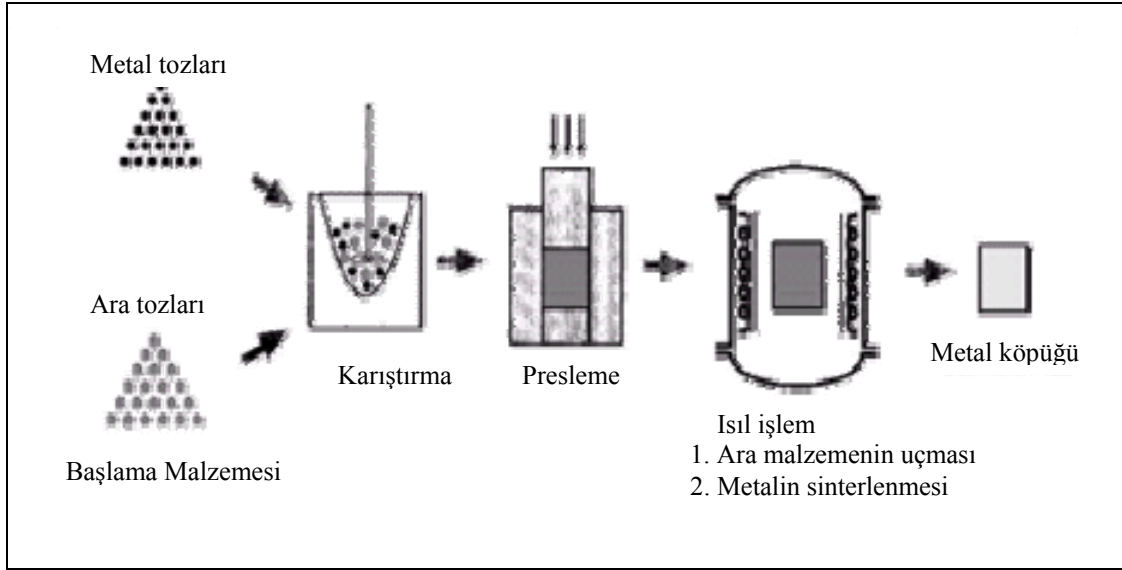
Bu yöntemde bir fazı yanarak uçabilir iki fazlı, yoğun-katı bir karışım hazırlanmaktadır. Malzeme ısıtıldığında bir faz yanarak uçar ve diğer faz köpük yapıyı oluşturur.

Ana malzeme olarak % 99 saflığında ve 45 µm tane büyüklüğünde Titanyum ve Magnezyum tozları ile birlikte ara malzeme olarak % 99 saflığında ve tane büyüklüğü 200-600 µm olan Amonyum Hidrojen Karbonat veya Karbomit (üre) tanecikleri kullanılır. Tanecikler küresel şekillidir. Ara malzemenin tane büyüklüğünün seçimi deneysel araştırmalarla belirlenmiştir. Ayrıca ara malzemenin kimyasal özellikleri seçimde etkili olmuştur. Özellikle, nispeten düşük sıcaklıklarda bile tamamen çözülebilme yeteneğine sahip olması ve ana malzemeyi oluşturan tozlar ile reaksiyona girmemesinden dolayı seçilmiştir. Titanyum ve Magnezyum tozlarının ve ara malzemenin taneciklerinin ağırlık oranları, istenilen gözenekli yapının elde edilmesi için hesaplanmıştır (Wen, vd., 2001).

Şekil 2.7'de yöntemin adımları şematik olarak gösterilmektedir. Ti ve Mg köpük hazırlamak için tozlar, ara malzeme ile bir kap içinde homojen bir şekilde karıştırılır. Ana

malzeme ve ara malzeme harmanlandıktan sonra karışım yaklaşık olarak 100 MPa kuvvet altında tek yönlü olarak kompaktlanır (briktlenir). Kompakt daha sonra ısıtılarak ara malzemenin yanması sağlanır. Bu sinterleme sonucunda yüksek gözeneklilikte Ti ve Mg köpükleri elde edilmiştir. Yöntemde ısıtım işlem basamakları iki adımda gerçekleştirilmiştir.

- Titanyum Köpüğü için; 5 saat 200° C, 2 saat 1200° C
- Magnezyum Köpüğü için ; 5 saat 200° C, 2 saat 500° C



Şekil 2.7. Ara malzemesi yanarak uçan toz metalurjisi yönteminin aşamaları (Wen, 2001)

2.3.4. Döküm Yöntemi

Döküm yönteminde daha sonra ortadan kaldırılacak bir ön şekil (model) hazırlanır. Bu model de metal gözeneklerinin alacağı şekil önceden tasarlanıp biçimlendirildiğinden dolayı gözenek (hücre) boyutu ve tertibi diğer üretim yöntemlerinin hepsinden daha düzenli ve sağlamdır. Bu döküm yöntemi çeşitli şekillerde uygulanmaktadır.

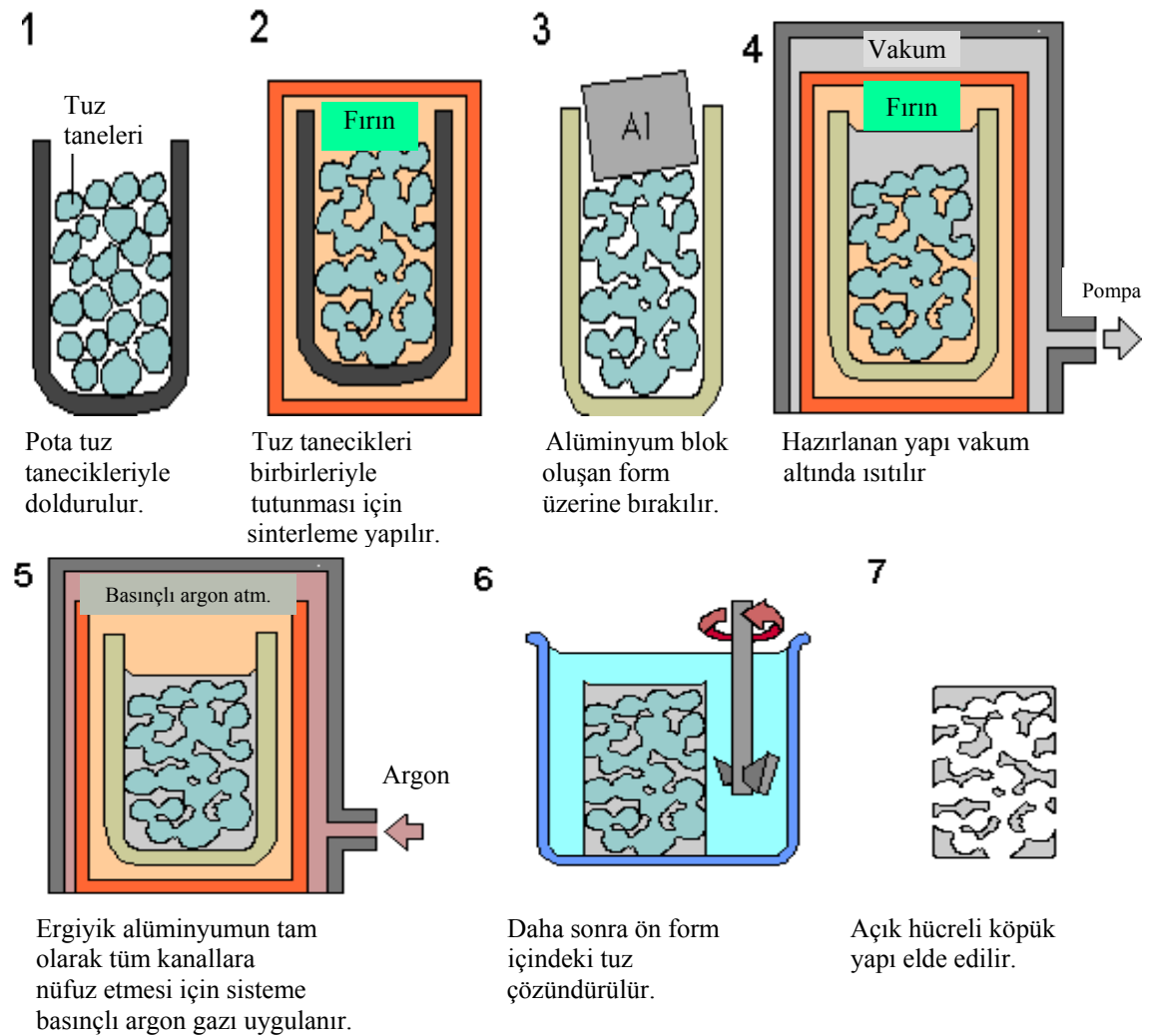
2.3.4.1. Polimer Ön Şekilli Döküm Yöntemi

Bu yöntemde Alüminyum, küresel polisitiren parçacıklar içeren kalıbın içine hızla enjekte edilir ve bu parçacıklar yanıp, yok olmadan önce alüminyum katılır. Bu köpükler % 73 ila % 86 arasında bir gözeneklilik oranında üretilebilirler. Gözenek boyutları 1 ila 3 mm arasındadır. Yöntemde yaklaşık 0.2 sn içinde polisitiren kürecikler tümüyle yanıp yok

olduklarından hızlı, yüksek basınçlı bir enjeksiyon gerektirmektedir. Bu nedenle bu yöntem ile sadece küçük parçalar üretilebilmektedir.

2.3.4.2. Suda Çözünebilir Ön Şekilli Döküm Yöntemi

İsviçre Milli Teknoloji Enstitüsü (EPFL) tarafından geliştirilmiş bu yöntemde, ön şekil (model) suda çözünebilir ve ergiyik metalin sıcaklığına dayanabilir bir malzemeden yapılır. Bu metodun uygulama aşamaları şematik olarak Şekil 2.8’de gösterilmiştir. Kalıp bu malzeme ile doldurulur. Tipik olarak ucuz olduğu için kaya tuzu tercih edilir. Tuzlar bu kalıp içine konulduktan sonra tuz taneciklerinin kararlı bir şekilde kalıba yerleşmeleri için kalıp titreştirilir ve sallanır (Şekil 2.8.-1). Daha sonra kalıbın içindeki tuz sinterlenir ve havada soğutulur (Şekil 2.8.-2).



Şekil 2.8. Suda çözünebilir ön şekilli döküm yöntemi (Curran, 2001)

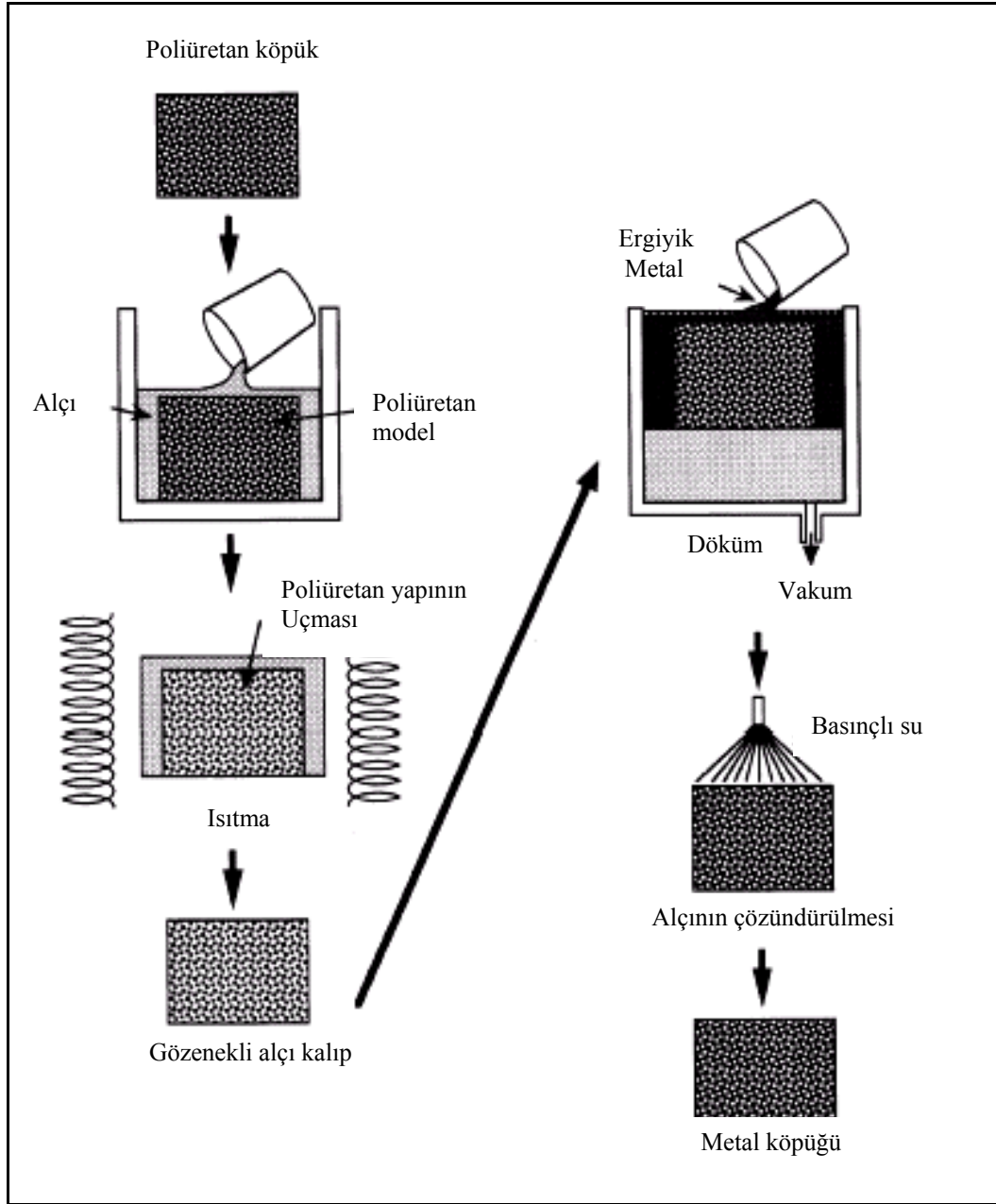
Tuz taneciklerinin birbirine temas noktalarından kaynamasıyla, kalıp içinde tuzdan, tanecikleri arasında kanal boşlukları olan rijit bir blok üretilmiş olur (Şekil 2.8.-3). Yöntemde sıvı metal basitçe bloktaki kanallara akıtılır. Daha sonra tüm yapı kalıptan çıkarılır, soğutulur ve tuzların çözünmesi için suya bırakılır (Şekil 2.8.-6). Bu yöntemle üretilen köpüklerin gözenekleri açık ve gözeneklerin boyutları tuz tanecikleri ile bire bir aynı boyutlardadır (Şekil 2.8.-7). Gözenek boyutları en az, yaklaşık olarak 1mm olur (Curran, 2001).

2.3.4.3. İki Aşamalı Döküm Yöntemi

İki aşamalı döküm yönteminde polimerik köpük gözenekleri kopya edilerek açık hücreli metal köpükleri üretilir. Yöntem aşamalarında basit bir polimerik köpük kullanılmasıyla köpüğün gözenekleri iyi bir şekilde kontrol edilebilir. İki aşamalı döküm yönteminin uygulanışı şematik olarak Şekil 2.9’da gösterilmiştir.

Öncelikle bir poliüretan köpüğe sıvı alçı iyice infiltrate edilir. Elde edilen blok, poliüretan köpüğün yanarak uçması için, 700° C’ de ısıtılır. Bu işlem sonucunda açık gözenekli bir alçı kalıbı elde edilir. Elde edilen bu alçı kalıbın üzerine ergiyik metal dökülür, infiltrasyonun tam olması için vakum ve yüksek basınç uygulanarak döküm işlemi tamamlanır. Soğuyup katılaştan metal, kalıptan çıkarılır ve alçının metalden çözünerek ayrışması için basınçlı bir sıvı altına bırakılır. Alçının çözünmesiyle polimer köpüğün orijinal yapısıyla aynı, son şeklini almış, açık hücreli metal köpük üretilmiş olur.

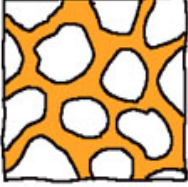
Bu yöntem ile, nispeten küçük, pahalı ve yüksek kaliteli metal köpükler üretilir. Gözenekler üniformdur. Gözeneklilik oranı % 98 oranına kadar çıkabilir ve gözenek boyutları 1 mm ve daha büyük boyutlarda olabilir. Ürünün son şekli kolaylıkla arzuya göre tolere edilebilir. Bu yöntemle herhangi bir alaşım veya metal dökülebilir (Yamada, 2000).



Şekil 2.9. İki aşamalı döküm yöntemi

2.3.5. Elektro Kaplama Yöntemi

Açık-hücreli köpük üretmenin uygun yollarından birisi de, alçı kalıpta olduğu gibi açık hücreli poliüretan köpük kullanma yöntemidir. Poliüretan köpük model kapalı ortamda karbon gazına maruz bırakılır ve malzemenin üzeri karbon bir tabaka ile kaplanır. Karbonun elektriği iletme özelliğinden faydalanılarak poliüretan köpük model yüzeylerine elektro kaplama ile metal kaplanır. Daha sonra sisteme ısı uygulanarak poliüretan köpük model ergitilir ve açık-hücreli metal köpük elde edilir. Yöntemin uygulanışı şematik olarak Şekil 2.10'da anlatılmıştır (Curran, 2001).

			
1. Başlangıç malzemesi olarak açık hücreli poliüretan köpük kullanılır	2. Köpük bir gazla veya sıvı ile karbon kaplanır	3. Daha sonra üzerine elektro kaplama ile metal kaplanır	4. Malzemenin ısıtılmasıyla metal içindeki polimer yanarak kanallar meydana çıkar

Şekil 2.10. Elektro kaplama yöntemiyle köpük üretim aşamaları (Curran, 2001)

3. BİYOMALZEMELER VE BİYOUYUMLULUK

3.1. Biyomalzemelerin tanımı

Canlılarda bozulan veya hasar gören fonksiyon ve organların onarımı için kullanılan malzemelere biyomalzeme denir (Gümüşderelioğlu, 2002).

Biyomalzemelerin kullanımı çok eskilere dayanır. Mısırdaki bulunan mumyalarda kullanılan yapma göz, burun ve dişler bunun en iyi kanıtlarıdır. 2000 yıl önce altın diş protezlerinin kullanıldığına dair daha çok kanıt vardır. Ayrıca bronz ve bakır implantların da eski zamanlarda kullanıldığı bilinmektedir. Biyomalzemelerin temel özelliği biyolojik uyumluluktur. Biyomalzemeler iyi hazırlanmalıdır, çünkü vücuttaki sıvılarla daima ilişki halindedirler. Biyolojik uyumluluk biyomalzemelerin vücuttaki sıvılarla uyumlu olmasını ifade eder. Bazı malzemeler dokuların normal fonksiyonlarını etkilemezler. Bu özellikleri onların dokularla zıt reaksiyonlara girmesini engeller.

Metalik köpükler gayet düşük yoğunlukları, mükemmel mekanik, ısı, elektrik ve akustik özellikleriyle yeni sınıf malzemelerdendir (Gibson, 1997). Açık hücreli olanlarının yeni kemik dokusunun oluşumuna ve vücut sıvılarının (kan) dolaşımına müsaade ettiği metal köpükleri, biyomalzeme olarak kullanılabilecek önemli malzemelerdir (Zardiackas, L. 2001). Gözenekli malzemeler mukavemet ve elastikiyet katsayısı bakımından, doğal kemiğin mukavemet ve elastikiyet katsayısına mümkün olduğu kadar yakın olarak ayarlanıp üretilebildikleri için, özellikle çok caziptirler (Wen, 2001).

Kemik implantı olarak günümüze kadar çok sayıda farklı malzeme kullanılmıştır. İdeal bir implant, dokularla tamamen uyumlu ve biyolojik olarak inert olmalı, kolay bulunmalı, dayanımı kemiğinkine yakın olmalı, hastanın dokusu tarafından kabul edilip enfeksiyon oluşturmamalıdır (Wen, 2001). Araştırmalar göstermiştir ki gözenekli kemik yerine implante edilecek gözenekli malzemenin ortalama gözenek boyutu kemik ve damarların gelişimine göre farklılık göstermekle beraber, yaklaşık olarak 300-400 µm (Tsuruga, 1997) veya 200-500 µm (Clemow, 1981) olmalıdır.

Metal ve metal alaşımları, yapay sert doku yerine kullanılan biyomedikal implantlar için belki de en yaygın kullanılan biyomalzemelerdir. Dünya genelinde her yıl sert doku tamiri ve dönüşümü için harcanan 12 milyar dolar içinde biyomalzeme endüstrisi 2,3 milyar dolar gibi bir yer tutmaktadır. Biyomalzemeye olan ihtiyaçta giderek artan şekilde devam edecektir (Li, 2000).

3.1.1. Diş ve kemiğin yapısı

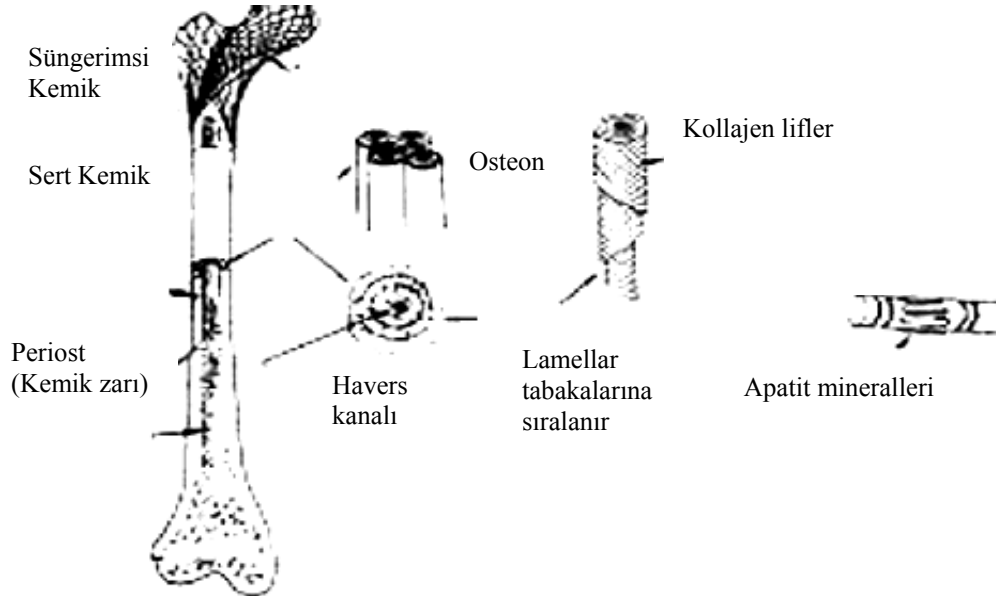
Metal ve alaşımlarının sert doku dolgu malzemesi olarak uygun olup olmayacağına karar vermek için diş ve kemiğin yapısı hakkında bilgiler aşağıda özetlenmiştir.

a) Diş

İnsan dişinin dış kısmında enamel, iç kısmında dentin olmak üzere iki sert doku vardır. Enamel neredeyse tamamen hidroksiapatitten (HA) oluşur. Dentin eşit miktarlarda organik yapı, kollajen matris ve HA kristalinden oluşur. Dentin dayanıklı bir yapıdır. Enamel sert bir yapı olup cansız dokudur. Enamel yenilenemez ve değişimi metal, seramik, polimerik diş dolgu malzemeleri ile yapılır (Blum ve diğerleri, 1996).

b) Kemik

Kemik vücut sıvısı ile dinamik denge içinde inorganik ve organik maddelerden oluşan canlı dokudur. Kemik bileşenleri başlıca kollajen ve hidroksiapatitten oluşan ilginç bir seramik kompozittir (Martin, 1999). Kemik % 69 kalsiyum fosfat, % 20 kollajen, % 9 su ve % 2 organik madde içermektedir. Kollajen; kemik, deri ve bağ dokunun ana bileşeni olan jelatinimsi bir proteindir. Kollajen biyouygun ve biyobozunurdur. Şekil 3.1.' de insan kemiğinin yapısı görülmektedir. 100-200 nm (nanometre) çapındaki kollajen lifler 20-40 nm uzunluğundaki apatit minerallerini içermektedir (Suchanek, 1998).



Şekil 3.1. İnsan kemiğinin yapısı (Suchanek, 1998)

Sıkı kemik her biri 5 mikrometre kalınlığında lamela'dan oluşur. Mineral içeren lifler, lamellar tabakalar halinde sıralanırlar. Bu tabakaların 4-20 tanesi havers kanalı çevresinde derişik bir halka oluşturur. Bu halkanın adı osteondur (Suchanek, 1998).

Kemiğin doku yapısında çeşitli tipte hücreler ([osteosit](#), [osteoblast](#), [osteoklast](#)) ve [hücrelerarası madde](#) (matrix) bulunmaktadır. Kemiğin enine kesiti incelendiğinde dış ve iç yüzeyleri bir zarla örtülüdür. Bunlardan dıştakine; periosteum, iç yüzeydekine; endosteum denir. Bu zarlar [düzensiz sıkı bağ dokusundan](#) yapılmışlardır. Periosteumun hemen altında dış halkasal sistem yer alır. Endosteumun hemen üstünde ise iç halkasal sistem bulunur. [Havers](#) sistemleri ise (osteon) iç ve dış halkasal sistemlerin arasını doldurur. [Volkmann kanalları](#) ise komşu havers kanallarını birleştirir (Martin, 1999).

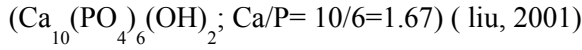
Sert kemik gözeneksizdir. Sert kemiğin ortasında sarı ilik bulunur. Süngerimsi kemik gözeneklidir. Bu gözenekleri kırmızı ilik doldurur ve sert kemiğin aksine yumuşak bir yapısı vardır. Periost (kemik zarı) kırılan kemiğin onarımını ve kemiğin beslenmesini sağlar. Havers kanalları kemik dokuda hücrelerin irtibatını sağlar (Martin, 1999).

3.1.2. Sıkı Kemik ve Sünger Kemiğin Yeniden Oluşumu

Kemik osteoklast ve osteoblast gibi hücrelerle kendini sürekli yenileyen bir yapıdır. Osteoklastlar katı matrisin içerisinde bir tünel oluştururken osteoblastlar havers kanalının 50 mikrometre çapına kadar bu tüneli doldurarak sıkı kemiği yeniden oluştururlar. Sünger kemikte gözenekli lamellar matrisi 100 mikrometre kalınlığında tabakalardan oluşur. Bu yapılar osteon içermek için çok incedir. Bu nedenle sünger kemikte havers kanalı yoktur ve osteonlar sünger kemik içerisinde oluşamazlar. Osteoblastlar sünger kemik yüzeyindeki boşlukları yeniden doldurarak ve boşluklar bırakarak sünger kemiğin yeniden oluşumunu sağlarlar. Kemiğin katı kısmının bileşimi bir organik polimer, bir seramik ve bir viskoz sıvı olmak üzere üç ana bileşene ayrılır. Polimer kollajendir ve bir proteindir. Kollajenin moleküllerindeki aminoasit dizileri ile belirlenen bir düzineden fazla çeşidi vardır. Kemikteki kollajen tip 1'dir. Kemik matrisinin organik kısmı küçük miktarda diğer proteinleri ve mukopolisakkarit adı verilen molekülleri de içerir (Martin, 1999).

Kemiğin seramik bileşeni çeşitli kalsiyum fosfat yapılar içerir. Bunun küçük bir kısmı hidroksiapatittir. Kemikte hidroksiapatit moleküllerinde birçok yer değişme vardır. Bu değişimler kalsiyum için K, Mg, Sr ve Na, fosfat için karbonat ve hidroksil için flor şeklindedir ve bazıları kemik mineralinin mekanik özellikleri ve yapısında önemli rol oynar. Örneğin içme

suyundan gelen aşırı florür kemik hücrelerini öldürerek kemiği güçsüzleştirir. Hidroksiapatit omurgalı iskelet sisteminin ana bileşenidir (Martin, 1999). Stokiyometrik hidroksiapatit Ca/P oranı 1.67'dir. Bu oran kalsiyum ve fosforun mol atomlarının oranıdır.



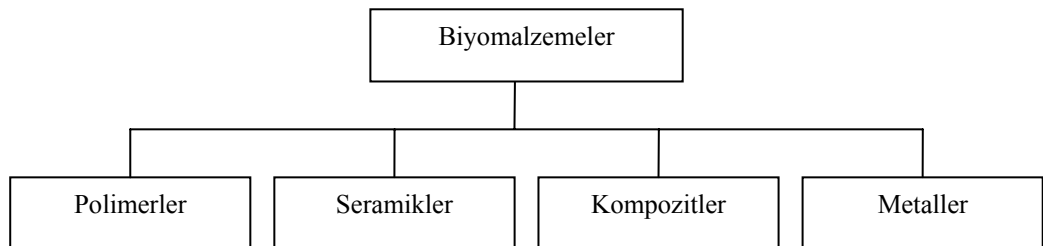
3.1.3. Kemiğin Mekanik Özellikleri

Kemik değişen büyüklüklerde boşluklar içeren katı bir matristen oluşan gözenekli bir maddedir. Çeşitli kemik hücrelerini ve iliği içeren yumuşak dokular bu boşlukları doldurur. Kemiğin gözenekliliği % 5'den % 95'e değişmektedir. Düşük gözenekliliğe sahip sıkı kemik uzun kemik uçlarında bulunur. Yüksek gözenekliliğe sahip sünger kemik omurga kemiğinde bulunur. Sıkı kemik her biri 5 mikrometre kalınlığında lamela'dan oluştuğu için tabakalı bir yapıya sahiptir. Kemik; tabakalı, gözenekli bir polimer-seramik karışımı olduğu için bir kompozittir (Martin, 1999).

Kemik kendini onarabilen ve yenileyebilen viskoelastik bir maddedir. Kemiğin mekanik özellikleri gözenekliliği, mineralizasyon derecesi, kollajen lif dizilimi ve diğer yapısal detaylarla belirlenir. Günlük aktivitelerimiz sırasında kemiklerimiz yaklaşık 4 MPa, tendonlar (iskelet kirişleri) ise 40-80 MPa değerinde gerilime maruz kalır. Bir kalça eklemindeki ortalama yük, vücut ağırlığının 3 katına kadar çıkabilir; sıçrama gibi faaliyetler sırasında bu değer vücut ağırlığının 10 katı kadar olabilir. Vücudumuzdaki bu gerilimler ayakta durma, oturma ve koşma gibi faaliyetler sırasında sürekli tekrarlanır. Kemik yerine kullanılacak biyomalzemelerin tüm bu zor koşullara dayanıklı olması gerekmektedir (Park, 2000).

3.2. Sert Doku Yerine Kullanılan Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Sert doku yerine kullanılan biyomalzemeler yapılarına göre dört grupta incelenirler (Şekil 3.2., Gümüşderelioğlu, 2002).



Şekil 3.2. Biyomalzemelerin sınıflandırılması (Gümüşderelioğlu, 2002)

3.2.1. Polimerler Biyomalzemeler

Polimerler küçük ünitelerin tekrarlanması ile oluşan uzun zincirli yapılardır. Polimerler doğal ve sentetik olmak üzere iki grupta sınıflandırılabilirler.

3.2.1.1. Doğal Polimerler

Biyolojik olarak üretilirler ve biyolojik uyumluluk bakımından doku için üstün özelliklere sahip olan bu malzemeler;

- a) Proteinler : Kollagen, Jelatin, Elastin
 - b) Polisakkaritler : Selüloz, Nişasta, Nişasta kolası,
 - c) Polinükleitler: DNA, RNA
- olarak sınıflandırılmaktadır.

3.2.1.2. Sentetik Polimerler

Sentetik olarak üretilirler. Sentetik Polimerler hidrofilik (bir molekülün suya bağlanabilme özelliği) ve hidrofobik (bir molekülün sudan kaçınma özelliği) polimerler olarak birçok değişik özelliklere sahiptir. Şu malzemeleri kapsarlar.

- a) Polimetilmetakrilat (PMMA)
- b) Polietilen (PE)
- c) Polipropilen (PP)
- d) Teflon (PTFE)
- e) Polivinilklorür (PVC)
- f) Polimetilsilikon (PDMS)
- g) Polikarbonat
- h) Poliüretan
- i) Naylon

3.2.2. Biyoseramikler

Biyoseramikler doku ile etkileşimlerine göre biyoinert, biyoaktif ve biyobozunur seramikler olmak üzere üç ana gruba ayrılır. Biyoinert seramiklerin doku ile etkileşimleri mekanik bağ şeklindedir. Mekanik bağ biyoinert seramiğin dokuyu değiştirmeden doku ile bir

arada bulunması anlamına gelmektedir. Biyoaktif seramikler kemikle ya da canlı organizmanın yumuşak dokusu ile kimyasal bağ yaparak etkileşirler. Biyobozunur seramikler ise biyolojik olarak bozunarak zamanla doku ile yer değiştirir. Tablo 3.1.'de biyoseramiklerin sınıflandırılmaları ve örnekleri görülmektedir (Dubok, 2000).

Bu sınıflandırmanın kesin sınırları yoktur. Örneğin biyoaktif bir seramik olan hidroksiapatitin gözenekli formları biyobozunur özellik göstermektedir. Biyobozunur bir seramik olan trikalsiyum fosfat ta tüm kalsiyum fosfat yapılarında olduğu gibi biyoaktif özellik taşımaktadır.

Tablo 3.1. Biyoseramiklerin doku ile etkileşimlerine göre sınıflandırılmaları ve biyoseramik örnekleri (Dubok, 2000)

Biyoseramik tipi	Doku ile etkileşimi	Biyoseramik Örnekleri
Biyoinert	Mekanik bağ	Al, Zr, Ti oksitler
Biyoaktif	Kimyasal bağ yapar	HA, biyoaktif cam, cam seramikler
Biyobozunur	Yer değiştirir	TCP (Trikalsiyum fosfat)

3.2.2.1. Seramik Grupları

A) Biyoinert Biyoseramikler

- a) Alümina (Al_2O_3)
- b) Zirkonia (ZrO_2)
- c) Karbon (C)

B) Biyoaktif Biyoseramikler

- a) Hidroksiapatit (HAP)
- b) Biyocamlar (SiO_2 , Li/Al, Mg/Al)

C) Biyobozunur Biyoseramik: TCP (Trikalsiyum fosfat)

3.2.3. Kompozit Biyomalzemeler

Kompozitler birbirinden farklı iki veya daha fazla malzeme kullanılarak üretilen malzemelerdir. Kompozitler üretilirken karışım malzemeleri, oranlarını ve özelliklerini muhafaza ederler. Kompozitler üretilirken matrislerle güçlendirilirler. Mekanik yapıyı iyileştirmek amacıyla mühendislik çalışmalarında da yaygın olarak kullanılırlar. Bunlardan cam fiber ve karbon fiber en yaygın olarak kullanılan kompozitlerdir.

3.2.4. Metal Biyomalzemeler

Metal biyomalzemeler en çok kullanım alanı olan biyomalzemelerdir. Vidalar, teller ve kalça protezleri gibi birçok malzemeler metallerden yapılır. Metaller güçlü bir dayanıma, mukavemetli bir yapıya sahip olduklarından ve kırılmadan önce plastik deformasyon sergilediklerinden dolayı biyomalzeme olarak çok kullanılırlar. Bu özellikleri nedeniyle metaller ortopedik uygulamalarda geniş bir yer bulmuşlardır.

Metaller, kas-iskelet sisteminin biyomekanik koşullarına en iyi uyum gösteren malzemelerdendir. Metaller, belirli sınırlarda ağır, uzun süreli, değişken ve ani yüklenmelere karşı özelliklerini kaybetmeden dayanabilmeleri nedeni ile tercih edilmektedirler (Sarsılmaz, 2001). Tıp alanında oldukça geniş bir kullanım alanı bulan metaller şekillendirilmeleri ve üretilmelerindeki güçlüğe rağmen sert dokuları ve yüksek dayanımları nedeniyle kemik yerine kullanımları uygun bulunmuştur.

En yaygın olarak kullanılan saf ya da alaşım halindeki biyometaller; Co, Ti, V, Al, Cr, W, Mo ve Ni'nin farklı kombinasyonundaki alaşımları ile saf titanyum ve paslanmaz çelik çeşitleridir. Metallerin saf haldeki kullanımının uygunluğu çok alaşımlara nazaran iyi değildir. Bir metalin tek başına sağlayamadığı bazı özellikler, diğerlerinin katkısıyla oluşturulabileceğinden metallerin alaşım olarak kullanımı tercih edilir. Buna rağmen, istenilen özelliklerin tümü tam olarak alaşımlarda da bulunmayabilir. Ticari metalik malzemelerin de pek çoğu alaşım halindedir. Günümüzde başlıca üç metal grubu ve bunların değişik türevleri ortopedi ameliyatlarında fabrikasyon protez malzemesi olarak kullanılmaktadır. Bunlar paslanmaz çelikler, kobalt-krom esaslı alaşımlar ve titanyum esaslı alaşımlardır. En yaygın olarak kullanılan saf ya da alaşım halindeki protezler ise; Co-Cr-Mo, Co-Ni-Cr-Mo-Ti, Co-Cr-W-Ni, Ti-Al-V alaşımları ile saf titanyum ve paslanmaz çelik çeşitleridir (Langer, 1990). Biyomalzeme olarak kullanılan metallerin önemli olanları Tablo 3.2' de verilmiştir. En yaygın olarak kullanılan biyometallerden kırık kemik parçalarının birleştirilmesinde; plaka ya da vida olarak, parçalı veya tek parça halinde kalça kemiği veya diz kapağı protezleri olarak, dişçilikte ise protez ve dolgu malzemesi olarak yararlanılır (Sarsılmaz, 2003).

Tablo 3.2. En yaygın kullanılan metal biyomalzemeler (Sarsılmaz, 2003)

Metalik Malzemeler	Uygulamalar
Co-Cr-Mo Alaşımları	Dişçilik uygulamaları
Paslanmaz çelik (östenitik), Co-Cr	Kırık plakları
Co-Cr Alaşımları	Kalp kapakçıkları
Co-Cr Alaşımları, Ti alaşımları	Mafsal parçaları
Co-Cr Alaşımları, Ti alaşımları	Vidalar

3.2.4.1. Paslanmaz Çelikler

Çelikler genel olarak iki ana gruba ayrılırlar. Demir, karbon, silisyum, manganez ve az miktarda fosfor ve kükürtten oluşan çelik, karbon çeliği olarak adlandırılır. % 1'den daha düşük karbon içeriğine sahip ve diğer metaller ve ametalleri de içerecek şekilde hazırlanan çelik ise alaşımlı çelik olarak isimlendirilir. Bu gruptaki çelikler, karbon çeliğine göre daha pahalıdır ve işlenmeleri de daha zordur. Ancak, korozyon ve ısıl dirençleri çok daha yüksektir. Alaşımlı çelikler; alüminyum, krom, nikel, kobalt, manganez, molibden, silisyum, titanyum, tungsten, vanadyum ve az oranda da bakır, kükürt ve fosfor içerebilirler. Alüminyum, aşınmaya karşı direnci artırırken, yüksek miktarlarda eklenen krom, korozyon direncini ve ısıl direnci artırır. % 11 ve üzerinde krom içeren çelikler, "paslanmaz çelik" olarak adlandırılırlar. Biyomalzeme olarak yaygın kullanılan paslanmaz çelik 316L olarak bilinir. "L", karbon içeriğinin düşük olduğunu belirtmek için eklenmiştir. Bu çelik, 1950'li yıllarda 316 paslanmaz çeliğin karbon içeriği, ağırlıkça % 0.08'den % 0.03'e düşürülerek hazırlanmıştır. 316L'nin, % 60-65'i demir olup, % 17-19 krom ve % 12-14 nikelden oluşur. Yapısında az miktarda azot, mangan, silisyum, kükürt, fosfor ve molibden de bulunur (Pasinli, 2004).

3.2.4.2. Co – Cr – Mo Alaşımları

Bu tip alaşımlar Co-Cr alaşımları olarak nitelendirilirler. Temelde iki tipi vardır. Bunlardan birincisi Co-Cr-Mo alaşımı olup dökümle şekillendirilir. İkincisi ise, Co-Cr-Ni-Mo alaşımıdır ve sıcak haddelemeyle işlenir.

Dökülebilir Co-Cr-Mo alaşımı dişçilik alanında uzun süreden beri kullanılmaktadır. Son zamanlarda ise suni eklem yapımında kullanıldığı görülmektedir. Co-Cr-Ni-Mo alaşımı ise yükün fazla olduğu bacak ve kol eklemlerinde biyomalzeme olarak kullanılmaktadır. Co-Cr-Mo alaşımlarında ana malzeme olan kobalta ek olarak % 27-30 oranında krom, % 5-7 oranında molibden ve % 0.35 oranında karbon olması gerekir. Paslanmaz çelikte olduğu gibi pasivasyon tabakası oluşturmak için krom gereklidir. Alaşım bu hali ile ortopedi ve travmatolojide uzun yıllar kullanılmıştır. Daha dayanıklı alaşımlara gereksinim olduğunda kobalt esaslı bu alaşımların üretimlerinde modifikasyonlar yapılmıştır (Park, 2000).

3.2.4.3. Dental Amalgam

Amalgam; bakır, gümüş, kalay ve çinkodan oluşan alaşımın civa ile karıştırılması sonucu hazırlanan sert ve dayanıklı bir malzemedir. Civa, oda sıcaklığında sıvı halde bulunur ve diğer metallerle reaksiyona girmesi sonucu, bir oyuk içini doldurabilecek plastik kütle halini alır. Bu özelliğinden dolayı amalgam, diş dolgu maddesi olarak kullanılır. Estetik olmaması ve civa içermesi, başlıca olumsuz yanlarıdır. Son yıllarda amalgamın içerdiği civanın çevresel etkileri önem kazanmış ve civanın doğa için zararlı bir atık olmasından dolayı, birçok Avrupa ülkesinde amalgam kullanımı büyük ölçüde kısıtlanmıştır. Ancak, tüm tartışmalara karşın, diş dolgusunda kullanılan amalgamdaki civanın sistemik toksin etkisi gösterilebilmiş değildir (Somunkıran, 2006).

3.2.4.4. Ni – Ti Alaşımları

Bu alaşımlar, deforme edildikten sonra, ısıtıldıkları zaman ilk şekillerine dönebilme özelliğine sahiptirler. Bu özellik, "şekil hatırlama etkisi" (Shape Memory Effect-SME) olarak adlandırılır. Bu alaşımın SME etkisi, ilk olarak Buehler ve arkadaşları tarafından gözlemlenmiştir (Buehler, 1963). Şekil hafıza etkisinin gerekli olduğu bazı biyomalzeme uygulamaları, diş köprüleri, kafatası içerisindeki damar bağlantıları, yapay kalp için kaslar, stentler ve ortopedik protezlerin üretiminde kullanılmaktadır (Duerig, 1990).

3.3. Nikel ve Alaşımlarının Fiziksel Metalurjisi

Nikel birçok metal ile alaşım yapabilen çok yönlü özellikleri olan esnek bir elementtir. Nikel ve bakır arasında tam bir (%100) katı ergiyebilirlik vardır. Demir, krom ve nikel arasında birçok alaşım imkânı olan geniş ergiyebilirlik aralığı vardır. Nikel matrisinin yüzey merkezli kübik yapısı (FCC) katı eriyik sertleşmesiyle kuvvetlendirilebilir. Kobalt, demir, krom, molibden, tungsten, vanadyum, titanyum ve alüminyum nikel içinde katı eriyik sertleştiricisidirler.

Ergime sıcaklığının $0.6 (T_m)$ üzerinde olması durumunda (yüksek-sıcaklık sürünme başlangıç noktası) malzemenin mukavemeti difüzyona büyük ölçüde bağlıdır ve nikel ile yavaş difüze olan molibden ve tungsten gibi elementler sertleştirmede en etkili elementlerdir. Tablo 3.3'de Ni, Cr ve Mo elementlerine ait bazı fiziksel özellikler verilmiştir.

Nikel karbür yapıcı bir element değildir. Karbon, nikel alaşımını oluşturan diğer elementlerle reaksiyona girer ki bu alaşımın içeriğine göre ya faydalı ya da zararlıdır.

Karbürlerin sınıflandırılması ve morfolojilerinin anlaşılması alaşımın kimyasal yapısı bakımından faydalıdır. Nikel esaslı alaşımlar içinde MC, M_6C , M_7C_3 ve $M_{23}C_6$ en çok bulunan karbürlerdir (burada M; metalik karbür oluşturu element veya elementlerdir). MC karbürleri

mikroyapıda genellikle geniş bloklar halinde meydana gelir. Mikroyapıda düzensiz dağılmışlardır ve genellikle oluşması istenmez. M_6C karbürleri de mikroyapıda blok halindedirler. Genellikle tane sınırlarında oluşurlar ve tane büyümesi üzerinde etkilidirler. M_7C_3 karbürleri (çoğunlukla Cr_7C_3) iç tanecikler şeklinde oluşurlar ve mikroyapı içerisinde ayrı partiküllerin oluşmasında faydalıdır. $M_{23}C_6$ karbürleri tane sınırlarında çökmeye meyillidirler ve nikel esaslı alaşımlarda mekanik özelliklerin belirlenmesinde önemli etkiye sahiptirler (ASM handbook).

Tablo 3.3. Bu çalışmada kullanılan nikel, krom ve molibden elementlerinin bazı fiziksel özellikleri (Erdoğan, 2002).

	Atomik no	Kristal Yapı	Kafes Parametresi	Atomik Kütle	Yoğunluk	Ergime Sıcaklığı	Atomik Yarı Çap (Å)	Valans Elektronu	İyonik yarıçap (Å)
Ni	28	YMK	3,5167	58,71	8,902	1453 °C	1,24	+ 2	0,69
Cr	24	HMK	2,8844	51,996	7,19	1875 °C	1,24	+ 3	0,63
Mo	42	HMK	3,1468	95,94	10,22	2610 °C	1,36	+ 4	0,7

Nikel esaslı alaşımlar koroziif ortamlarda mükemmel korozyon direnci sağlarlar. Bunun yanında koroziif ortamlarda hasarın meydana gelmesinde birçok parametre rol oynar. Bunlar; kimyasalın asitlik özelliği, sıcaklık, konsantrasyon, oksitlenme derecesi ve ortamda bulunan hızlandırıcılarıdır. Nikel esaslı alaşımlarda başlıca görülen korozyon tipleri şunlardır.

1. Kimyasal oyuklaşma (karıncalanma)
2. Tane sınırı korozyonu
3. Koroziif yorulma
4. Gerilim çatlaması

Molibden elementi; dökme demirlerde, çeliklerde, ısı-dirençli alaşımlarda, korozyon dirençli alaşımlarda yüksek sıcaklıklardaki sertlik, tokluk, aşınma direnci, korozyon direnci, mukavemet ve sürünme direncini arttırmak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Molibden aynı zamanda takım çelikleri ile yüksek sıcaklık altında sert abraziv ve eroziv ortamlara maruz kalan ve dayanım gerektiren malzemelerin imalatında kullanılmaktadır. Molibden, elektrik ve elektronik endüstrisinde katot olarak, tungsten elementinin prinç ile kaplanmasında dolgu elementi olarak ve 2205 °C sıcaklıkta çalışan elektrikli fırınlarda dirençli ısı elemanları olarak kullanılmaktadır. Ayrıca, nozul gibi yüksek sıcaklık yapısal parçaları, destek vanaları, destekler, ısı-radyasyon koruyucuları, türbin tekerlekleri yapımında da kullanılmaktadır. Molibden füze

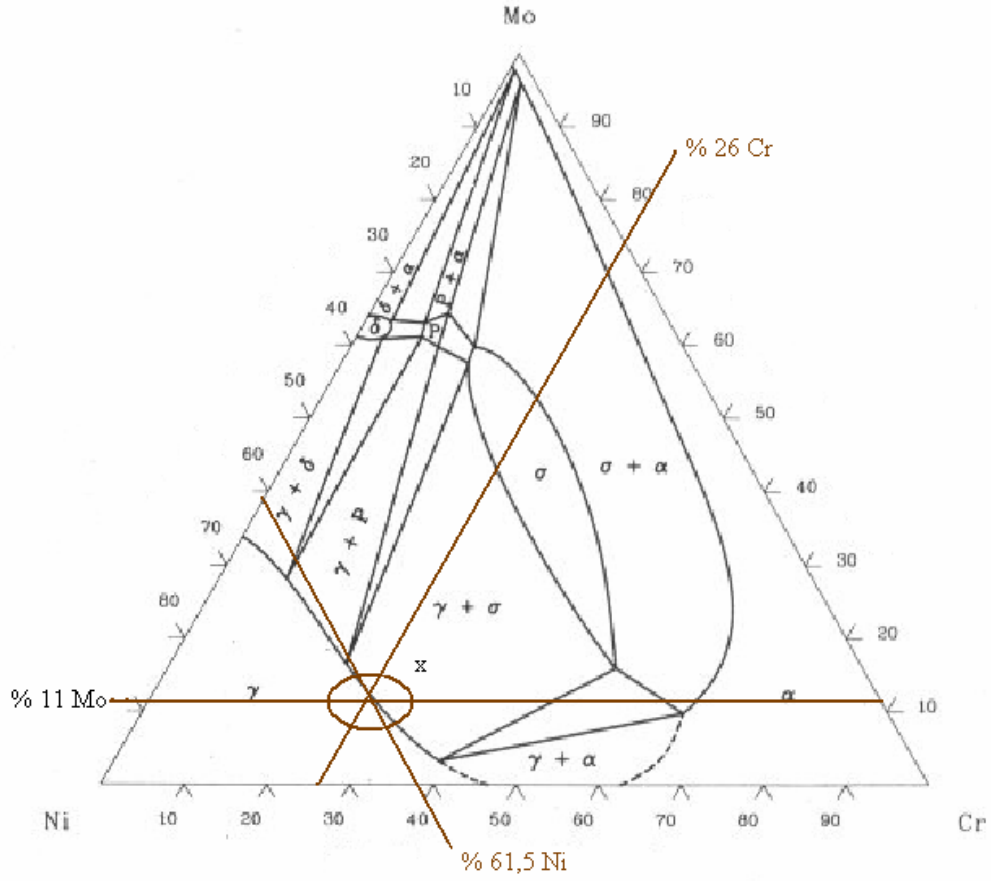
sanayinde de önemli yer tutmaktadır. Molibden alaşımları sahip oldukları yüksek sertlik (rijitlik), yüksek rekristalizasyon sıcaklığı, termal döngülerden sonra bile mekanik özelliklerindeki kararlılık ve iyi sürünme dirençlerinden dolayı, uçak gövdesi yapımında da özellikle kullanılmaktadır.

Krom, nikel esaslı alaşımlar için ana alaşım elementidir. Nikel esaslı alaşımlara krom ilavesi pasif oksit oluşumunu artırır ki; bu da malzemeye yüksek korozyon direnci sağlar. Molibden, malzemelerde sıklıkla görünen karıncalaşma ve çatlak korozyonuna karşı direnç arttırmak için katılır (Friend, 1980). Nikel esaslı alaşımlarda krom ve molibden oranının düşük olması durumunda, alaşımın korozyona yatkın olduğu Geis (1987) tarafından rapor edilmiştir.

Nikel esaslı alaşımların yüzeyinde oluşan pasif oksit filminin incelenmesi sonucunda, bu alaşımlarda krom ve molibden miktarının azalmasıyla korozyon hızının arttığı belirtilmiştir (Roach, 2000).

3.3.1. Ni-Cr-Mo Alaşımlarının üçlü denge diyagramı

Şekil. 3.3’ de Ni-Cr-Mo alaşımının üçlü faz diyagramı verilmiştir. Bu faz diyagramı incelendiğinde alaşımın esasını oluşturan % 61.5 Ni, % 26 Cr ve % 11 Mo oranları diyagram üzerinde x noktası ile belirtilmiştir. Diyagram göz önünde bulundurularak yapının γ nikel ve α kromdan katı çözelti ile $\gamma + \sigma$ fazlarının oluştuğu görülmektedir. Burada α ve γ fazı sünek ve ince taneli katı eriyik faz olarak görülmektedir. Bu fazların plastik deformasyon yeteneği σ fazı ile kıyaslandığında çok fazladır. Krom oranı sabit tutulup molibden miktarı arttırılacak olursa alaşım içerisindeki σ oranında da artış olacağından dolayı malzemenin sünekliği azalarak gevrekliği artacaktır. Bu da malzemenin teknolojik olarak kullanımını kısıtlayacaktır.



Şekil 3.3. 1250 °C’ de Ni-Cr-Mo Alaşımının üçlü faz diyagramı

3.4. Metal Biyomalzemelerin Biyouyumluluğu

Biyolojik uyumluluk ile kast edilen husus, biyomalzemenin yerleştirildiği konağın implantı tolere edebilirliğidir. Bu kavram implant ile konağın tüm etkileşimlerini kapsamaktadır. Biyolojik uyumluluğun değerlendirilmesi için ASTM F-4 Medikal ve Cerrahi Malzemeler ve Cihazlar Kurulu (Committee on Medical and Surgical Materials and Devices) adı altında bir standart sistem geliştirilmiştir. Bu sistem hem *in vitro* (vücut dışı) hem *in vivo* (vücut içi) değerlendirme tekniklerini içermektedir.

Organ ve hücre kültürlerinin çeşitli biyomalzemelerle verdiği reaksiyonlar değerlendirilerek bu malzemelerin hücrelere zarar verip vermediği anlaşılabilir (Sarsılmaz, 2003). Genellikle korozyon direnci yüksek olan malzemeler hücre ve organ kültürlerinde de soy görülmektedir.

Biyomalzemeler, insan vücudunun çok değişken koşullara sahip olan ortamlarında kullanılırlar. Örneğin vücut sıvılarının pH değeri farklı dokulara göre 1 ila 9 arasında değişir. Son 30 yıl içinde biyomalzeme/doku etkileşimlerinin anlaşılması konusunda önemli bilgiler elde edilmiş bulunmaktadır (Park, 2000). Özellikle canlı ve cansız malzemeler arasında çok büyük farklılıklar olduğu saptanmış durumdadır. Araştırmacılar, “biyomalzeme” ve “biyoyumluluk” terimlerini, malzemelerin biyolojik performanslarını belirtmek için kullanmaktadırlar. Biyoyumlu olan malzemeler, biyomalzeme olarak adlandırılır ve biyoyumluluk; uygulama sırasında malzemenin vücut sistemine uygun cevap verebilme yeteneği olarak tanımlanır. Biyoyumluluk, bir biyomalzemenin en önemli özelliklerinden biridir. Biyoyumlu, yani ‘vücutla uyuşabilir’ bir biyomalzeme, kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma, pıhtı oluşumu, vb.) meydana getirmeyen malzemedir (Park, 2000).

İmplant çevresinden alınan doku örneklerinin morfolojik incelenmesi, biyomalzemenin biyolojik uyumluluğu hakkında fikir verebilir. Titanyum hariç olmak üzere ortopedi ve travmatolojide kullanılan tüm metaller için implant çevresindeki kapsül kalınlığı ile bu kapsüldeki metal iyon konsantrasyonu arasında bir korelasyon katsayısı bulunmuştur. Titanyum konsantrasyonu yüksek olsa bile fibröz kapsülün kalınlaşmadığı dikkat çekmektedir (Park, 2000).

İmplanta yakın dokularda metallerin neden olduğu değişimlerden başka, vücut sıvılarında dağılım gösteren iyonların temel olarak iki etkisinden söz edilmektedir.

- a-) İmmünolojik etkiler,
- b-) Karsinojenik etkiler.

Metal iyonları birlikte hareket ederek, serum proteinleri ile birleşip doku duyarlılığına neden olurlar. Mekanik gevşeme (metal-kemik ara fazının açılması, birbirini salması) gösteren hastalarda, aşırı metal duyarlılığı görülmektedir. Bu konuda herhangi bir sebep sonuç ilişkisi gösterilememiştir (Sarsılmaz, 2003).

Metal protezlerin biyoyumluluğu, vücut içerisinde (in-vivo) korozyona uğramalarıyla da ilgilidir (Williams, 1982). Korozyon, metallerin çevreleriyle istenmeyen bir kimyasal reaksiyona girerek oksijen, hidroksit ve diğer başka bileşikler oluşturarak bozunmasıdır. İnsan vücudundaki akışkan, su, çözülmüş oksijen, protein, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonlar içerir (Taş, 2000). Bu nedenle, insan vücudu biyomalzeme olarak kullanılan metaller için oldukça koroziv bir ortamdır. Malzeme, korozyon sonucunda zayıflar, daha da önemlisi korozyon ürünleri doku içerisine girerek hücrelere zarar verebilirler. Bu yüzden in-vivo kullanılacak metal protezlerin, serum, tükürük veya farklı sentetik tampon çözeltiler içinde test edilmeleri gereklidir (Van Noort, 1987; Browne ve Gregson 1993).

Canlı doku (kemik) ve implantın statik ve fonksiyonel olarak bu birleşme işlemine, ortopedide osteointegration denilmektedir (Branemark, 1983). Kemik ile titanyum yüzey arasındaki bağı tanımlamak için "osteointegration" (kemikbütünleşme) terimini ilk kez ortaya koymuştur. "Bio-integration" (biyobütünleşme), biyoaktif bir yüzeyde kemik gelişimini tetiklemek anlamına gelir. Bu da kemik ile implant arasındaki bağı doğrudan etkiler. Biyoaktivite, bir malzemenin lifli doku arasına girmeksizin canlı dokuya bağlanma özelliğidir (Williams, 1991). Mesela, kemikle bağlanması iyi ve doku tarafından kabul edilebilirliği yüksek olan titanyum, yerleştirildikten sonra vücudun bir parçası haline gelir. Bu da implanta maksimum dayanım sağlamaktadır.

Elektro-kimyasal çalışmalar sonucunda elde edilen döküm Co-Cr-Mo alaşımının korozyon potansiyeli, dövme Co-Ni-Cr-Mo alaşımının korozyon potansiyelinden daha negatif bulunmuştur. Zamanla koruyucu filmin kırılmasıyla bu negatiflik daha da artmaktadır. Bu alaşımların mekanik yapısıyla bulunduğu ortama biyolojik uyumluluğu arasında, genellikle uygun bir denge vardır. Fakat toksikler, bu dengenin bozulmasında rol alarak metal iyonlarının dokularda zamanla birikmesinden kaynaklanan bir probleme neden olmaktadır. Toksikite açısından inceleme genellikle, Co, Cr, Ni, Mo elementleri açısından yapılır (Akdoğan, 1998).

Krom elementinin de daha öncekiler gibi kanda düşük düzeyde yayıldığı durumda bir zararı olmadığı halde, miktarı arttıkça toksik etkisinin arttığı görülmüştür. Kromun cilt ile direk teması halinde, deride ülserler meydana gelebilmektedir (Akdoğan, 1998).

Nikel, hayvan dokularına geniş oranda yayılmış sınırlı biyolojik aktiviteye sahip ana elementlerdendir. Kandaki normal nikel seviyesi 5µg/l iken bu oranın artması ve özellikle böbrekteki konsantrasyonunun artmasının ardından hipofiz bezi, dalak ve ciltte de nikel seviye artmaktadır. Nikelin etkisi ile bu organlarda kanser oluşumunun yanı sıra, vücut genelinde de yüksek hassasiyet oluşmaktadır (Akdoğan, 1998).

Molibden elementinin hayvanlarda kesin toksik etkisi görülmüştür. Yüksek dozdaki kullanımında bağırsakların bozulması, koma haline ve kalbin şoka girmesine dahi neden olabilmektedir. Ayrıca kalsiyum ve fosforun vücut tarafından emilişini önleyerek kemik erimesini (osteoporoz) hızlandırdığı bilinmektedir (Rostoker, 1979).

Protez malzemelerindeki en ufak zayıflık ve yetersizlik, beraberinde ardışık cerrahi müdahaleleri gerektireceğinden, protez malzemelerinin kullanım yerine göre, aşağıda sıralanan özellikleri taşıması beklenilmektedir:

- Akma, çekme-basma dayanımı, süneklik, tokluk ve elastisite modülü gibi mekanik davranışlar bakımından üstün özellikler gösterebilmelidir.

- Ortalama bir insan hayatı süresince milyonlarca sayıdaki titreşim ve darbelere karşı yeterli dayanım için, yorulma dayanım süreleri arzu edilen sınırlar içinde olmalıdır.
- Korozyon direncini, koroziif ortamda da uzun dönem sürdürebilmelidir. Çünkü insan vücudu yüksek doygunlukta oksijenli çözelti (% 0,9 NaCl) ve protein içeren, oldukça etkili bir koroziif ortama sahiptir.
- Vücut dokusu ile temas halinde iken, herhangi bir alerjik reaksiyona neden olmaksızın, biyolojik uyumluluk gösterebilmelidir.
- Eklem hareketleri nedeniyle oluşacak, sürtünme ve aşınma davranışları sonucu ortaya çıkan artık ve parçacıklar, vücutta büyük tehlikelere yol açabileceğinden, sürtünme ve aşınma davranışları üstün niteliklerde olmalıdır.
- Kemik dokunun gelişimini önlemeksizin tutunma yüzeyi oluşturabilen, aynı zamanda kan ve vücut sıvılarının dolaşımına engel oluşturmayacak özellikteki, gözenekli bir iç ve yüzeysel yapıya sahip olmalıdır.
- Manyetik alanlardan etkilenmeme ve hafiflik, estetik olma gibi özelliklere de sahip olmalıdır (Somunkıran, 2006).

4. LİTERATÜR ÖZETİ

Bu bölümde Ni esaslı Cr-Mo-Co alaşımları üzerine yapılmış çalışmalar incelenerek literatür özetleri verilmiştir.

Dymek ve arkadaşları (2001); ‘Ni-Mo-Cr alaşımlarının mekanik özelliklerinin optimizasyonu’ adlı çalışmalarında ticari Ni-25, Mo-8 ve Cr içerikli alaşım üzerinde ısıtılma işleminin, mikroyapı ve mekanik özellikleri üzerinde nasıl bir etki bıraktığını incelemişlerdir. 650 °C ve 72 saat boyunca yapılan yaşlandırma işlemi neticesinde, Ni₂ (Mo, Cr) bileşiminin tutarlı bir yapı sergilediği ve alaşım elementlerinin uzun sıra dizilişi ile kümelendiği görülmüştür. Orta seviyeli ısıtılma işlemi neticesinde ise uzun sıralı dizilişin bundan etkilendiği ve tane sınırlarında μ fazının çökelediği görülmüştür. Malzeme mikroyapısındaki oluşumun ısıtılma işlemle yakından ilgili olduğunu, yapıdaki en geniş küme oluşumunun 760 °C’ de görüldüğü sıcaklığın artmasıyla küme oluşumundaki büyüklüğün azaldığı görülmüştür. Alaşımın çekme mukavemeti küme büyüklüğündeki artışa bağlı olarak yükselmiştir.

Ceylan ve arkadaşları (1997); ‘Demir esaslı Cr-Ni-Mo dubleks döküm alaşımlarının mikroyapıları’ adlı çalışmalarında malzemenin mikroyapısını; X-ray difraksiyon analizi, termal analiz ve optik mikroskoptan faydalanarak incelemişlerdir. İncelemeleri sonucunda yapının; ostenit, ferrit, bazı intermetalik fazlar, tane sınırında çökelen karbürler ve oksit inklüzyonundan oluştuğunu belirtmişlerdir. Yazarlar 950 °C sıcaklıkta iki saat süre ile yaptıkları ısıtılma işlemi sonucunda, suda ve sıvı nitrojen gazı içerisinde yapılan soğutmada tane sınırlarında oluşan karbür çökmesinde düşüş olduğunu, ikinci fazın ise ferrit içerisinde çökelediğini belirtmişlerdir. Numunelerin fazlarını tespit etmek için yapılan X-ray difraksiyon analizi incelemelerinde mikroyapıda; ferrit, ostenit, Fe₃C, Fe₃P, FeS₂, MnS ile M₂₃C₆, M₇C₃, M₆C gibi karbür fazlarının oluştuğunu belirtmişlerdir. DSC incelemeleri sonucunda, bazı Stokiyometrik bileşiklerin küçük oranda 370 ila 470 °C sıcaklıkları arasında meydana geldiği görülmüştür. 950 °C de ısıtılma işlemi tabi tutulduktan sonra sıvı azot gazı içerisinde soğutulan numunede γ fazının kısmen çözüldüğü, 1182 ve 1220 °C de gerçekleştirilen ısıtılma işlemlerde ostenit fazın komple ferrit fazına dönüştüğü görülmüştür. Sonuç olarak Cr-Ni-Mo içerikli malzemelerde yetersiz ısıtılma işlemi çökelti fazın şekillenmesinde rol oynamakta ve buna bağlı olarak korozyon direnci ve tokluk değişmektedir.

Matkovi ve arkadaşları (2005); Co-Cr dental alaşımlarının mikroyapı ve diğer bazı özelliklerine Mo ve Ni’nin etkisini incelemişlerdir. Co-Cr alaşımının mikro yapı ve özelliklerine Ni ve Mo ilavesinin etkisi biyomedikal uygulamalar için en iyi şekilde karakterize etmek amacıyla bu çalışma yapılmıştır. Ark ergitme tekniği kullanılarak argon gazı atmosferinde Co-Cr-Ni alaşımlarından hazırlanan numuneler optik mikroskop ve SEM ile mikroyapı incelemesi

yapılmıştır. Üretilen numunelerden $\text{Co}_{55}\text{Cr}_{40}\text{Ni}_5$ ve $\text{Co}_{60}\text{Cr}_{30}\text{Ni}_{10}$ alaşımları dentritik katılaşma mikroyapısında ortaya çıkmıştır. Sertlik sonuçları ve korozyon dayanımı mikroyapı ve farklı kimyasal alaşım elemanlarının etkisiyle ilişkilendirilmiştir. Nikel içeriği katkısıyla alaşımın sertliği azalmış, fakat krom içeriği ile artma göstermiştir. Dolayısı ile Co-Cr-Ni alaşımlarının sertliği Co-Mo-Cr alaşımlarından daha düşüktür. En yüksek korozyon karakteristiği tipik dendritik mikroyapılı numunelerde, daha yüksek krom içeriklerinde görülür.

Lucien Reclarua ve arkadaşları (2004); değerli metaller ilave edilmiş Co-Cr dişçilik alaşımının korozyon davranışını incelemişlerdir. Dişçilik alaşımlarına ilave edilen değerli metaller, Co-Cr gibi fazla değerli olmayan alaşımlara karşılaştırıldığında; özellikle çizgi ve oyuk korozyonu bakımından mükemmel bir korozyon direnci gösterdiğini tespit etmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca farklı oranlarda ilaveli çeşitli ticari alaşımların korozyon davranışını incelemek için, elektrokimyasal teknikler kullanmışlardır. İlaveten çalışmada mikroyapı incelemesi için SEM ve faz kompozisyon analizi için de EDS kullanılmıştır. Sonuç olarak, Co-Cr alaşımlarına altın ve platinin eklenmesi, bu alaşımların korozyon direncini azaltmaktadır. Co-Cr esaslı alaşıma ilave edilen bir miktar In, Au, Pt yapıda küresel olarak Au-In ve Au-In-Pt çökeltileri oluşturarak heterojen bir mikroyapı oluşuna yol açtığı, % 10 oranında ilave edilen Pt-Ru'un Co-Cr matrisinde çökeldiği ve korozyon davranışını etkilemediği gözlemlenmiştir. Değerli metaller ilave edilen Co-Cr dişçilik alaşımları geleneksel Co-Cr alaşımları ile karşılaştırıldığında, bu alaşımın mekanik davranışlarında önemli bir değişikliğe rastlanılmamıştır.

Becker ve arkadaşları (1995); cerrahi implant uygulamalarında kullanılan sinterlemeyle elde edilmiş Co-Cr-Mo gözenekli alaşımların preslenmesi, sinterlenmesi ve bunların davranış özelliklerini incelemişlerdir. Araştırmacılar, aynı yıl yayınlanan başka bir çalışmalarında bu malzemenin korozyon davranışını incelemişlerdir. Yine Becker ve arkadaşları (1999); cerrahi implantlar için kullanılan, toz metalurjisi tekniği ile elde edilmiş Co-Cr-Mo alaşımlarının yapısal özelliklerine sinterleme atmosferi ve toz morfolojisinin etkisini incelemişlerdir.

Jacobs ve arkadaşları (1990); dökümle elde edilmiş Co-Cr-Mo cerrahi implantlarının korozyon davranışı üzerine gözenekli kaplama yönteminin etkisini incelemişlerdir.

Wang ve arkadaşları (1999) çalışmalarında; demir esaslı bir malzemede Mo oranının aşınmaya etkisini incelemişlerdir. İşlem basamakları olarak çalışmada, 1 ile 5 ms^{-1} arasında kayma mesafesi ile 10 N ile 30 N arasında yük uygulanmıştır. Deneyler için dört farklı numune hazırlanmış; bunlardan birincisi 1120°C sıcaklıktan hızla soğutulmuş, ikincisi aynı sıcaklıktan soğutulup ve 500°C 'de temperlenmiş, üçüncüsü 1200°C 'de hızla soğutulmuştur ve dördüncüsün de numune 1200°C 'den hızla soğutulup 500°C 'de temperlenerek uygulanmıştır. Daha sonra aşınma deneyleri yapılarak aşınma değerlerine bakılmıştır.

Jiang ve arkadaşları (2001); Cr-Ni-Mo içerikli sıcak döküm iş çeliklerinin termomekanik yorulma davranışlarını incelemişlerdir. Araştırmacılar hazırladıkları numunelerin incelenmesinde; gerilim kontrollü yorulma davranışı (TMF) ve izotermal yorulma (IF) davranışı olarak iki farklı yöntem kullanmışlardır. Malzemelerin yorulma ömürlerinin TMF yönteminde IF yöntemine kıyasla daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Hem IF hem de TMF yönteminde numunelerde sürünme ve yumuşama gözlemlenmiştir. TMF testlerinde numunelerin gerilmeye maruz kaldığını, IF testlerinde ise bunun baskıya değiştiğini belirtmişlerdir. Bütün testlerde numuneler artan bir döngü sürünmesine uğramışlardır. IF test şartlarında toplam şekil değişiminin artan gerilim yükü ve döngüye bağlı olarak azaldığını, ancak baskılı yükler altında arttığını belirtmişlerdir. TMF test şartlarında ise, bunu tam tersi bir durum olduğunu belirtmişlerdir. Yazarlar numunelerin plastik şekil değiştirme şartlarını da incelemişlerdir. Her iki test şartlarında da ilk döngüden sonra çok küçük oranda plastik deformasyon gözlemlenmiştir. Döngünün artmasıyla plastik deformasyonun arttığını ve TMF testlerinde malzeme ömrü ile plastik şekil değişimi arasında doğrusal bir ilişkinin var olduğunu ancak IF testlerinde bu doğrusallığın bulunmadığını belirtmişlerdir. Yazarlar plastik deformasyonun sürünmeye, artan sürünme davranışının ilave malzeme hasarına sebep olduğunu ve malzemelerde görülen sürünme davranışlarının karmaşık bir olay olduğunu, ortalama gerilim, gerilim büyüklüğü, sıcaklık, yükleme zamanı, mikroyapı özellikleri gibi malzemenin hem yapısal hem de dış kuvvetle yakından ilgili olduğunu belirtmişlerdir.

Leinfelder, (1997); nikel esaslı alaşımların yaygın olarak dış kuru temeli ve dışçilikte 1980'den beri gittikçe yükselen altın maliyetlerinden dolayı kıymetli malzemeler yerine yenileme parçası olarak kullanılmakta olduğunu rapor etmiştir.

Shin ve arkadaşları (2002) kobalt esaslı stallite yüzey sertleştirme alaşımının mikroyapı ve aşınma davranışı üzerine molibdenin etkisini araştırmışlardır. Çalışmada; farklı molibden içerikli Stallite 6 yüzey sertleştirilmiş alaşımları, bir plazma ark kaynak makinesi kullanılarak AISI 1045 çeliğine kaplanmıştır. Stallite 6 yüzey sertleştirme alaşımının mikro yapı ve aşınma dayanımı özelliklerine molibdenin etkisi; optik mikroskop, SEM ve X-ray kullanılarak incelenmiştir. Molibden içeriğindeki artış ile $M_{23}C_6$ ve M_6C karbür tipleri kromca zengin M_7C_3 karbürlerinin yerinde oluşmuş ve $M_{23}C_6$ karbür tipleri serbest haldeki molibden dentritleri arası alanında gözlenmiştir. Dentritler arası alanda kromca zengin karbürler azalırken, M_6C tipi karbürlerin arttığı tespit edilmiştir.

Christopher ve arkadaşları (2006); nikel esaslı alaşımların altın ile kıyaslandığında elastikiyet modülünde artan bir avantaj sağladığını bununla, alaşımın daha ince bölgelerde kullanımına müsaade ettiğini belirtmişlerdir. Bu da dış kuru temelinin hazırlanması sürecinde ki döküm bozukluğu şikâyetlerini azaltmıştır.

Wen ve arkadaşları (2001); Ti ve Mg'un ara malzemeli toz metalurjisi yöntemi ile yeni bir gözenekli malzeme geliştirme üzerinde çalışmışlardır. Çalışılan yöntemde ara malzeme yandırılarak gözenek oluşumu sağlanmıştır. Çalışmada değişik ısıt işlemler sonucunda çeşitli gözenek boyutları elde etmişlerdir. SEM ve optik mikroskop ile mikroyapılarını incelemişlerdir.

Yamada ve arkadaşları (2000); AZ91 Mg ve SG91A Al malzemelerini vakum altında hassas döküm yöntemi ile dökerek açık gözenekli bir yapı elde etmişlerdir. Elde edilen numunelere ısıt işlem uygulayarak optik mikroskop, sem analizi ve basma testi çalışmaları yapmışlardır. Çalışma sonunda döküm yöntemi ile üretilen numunelerin toz metalurjisi ile üretilen numunelere göre daha mukavemetli olduğunu rapor etmişlerdir.

5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

5.1. Deneyde Kullanılan Malzemeler

Bu çalışmada implant malzemesi olarak nikel esaslı alaşım kullanıldı. Alaşım ticari olarak Alman Böhler firması tarafından üretilmiştir. Alaşımın temelini % 61,5'lik bir oranla nikel teşkil etmektedir. % 26,0 krom ve % 11,0 molibden alaşımın diğer temel elemanlarıdır. Alaşımda az miktarda silisyum ve karbon da bulunmaktadır. Tablo 5.1.'de firmanın alaşımın içeriğine ilişkin verdiği yüzde oranları görülmektedir.

Tablo 5.1. Çalışmada kullanılan alaşımın yüzde oranları (Böhler)

Malzeme Adı	Karışım Oranı
Nikel	Bal.
Krom	% 26.0
Molibden	% 11.0
Silisyum	% 1.5
Karbon	< 0.05

Alaşıma ait mekanik özellikler yine Böhler firması tarafından ürün ile beraber verilmiştir. Tablo 5.2.'de deneyde kullanılan alaşıma ait mekaniksel özellikler verilmiştir. Malzemenin blok yoğunluğu 8.8 gr/cm³ ve elastik modülü 215 GPa' dır.

Tablo 5.2. Deneyde kullanılan Ni-Cr-Mo alaşımına ait bazı mekanik özellikleri (Böhler)

Gerilme mukavemeti	580 MPa
Blok Yoğunluk	8.8 gr/cm ³
Vickers sertliği	195 HV
Elastik modülü	215 GPa
Ergime sıcaklığı aralığı	1280 – 1350°C
Döküm sıcaklığı	1410°C

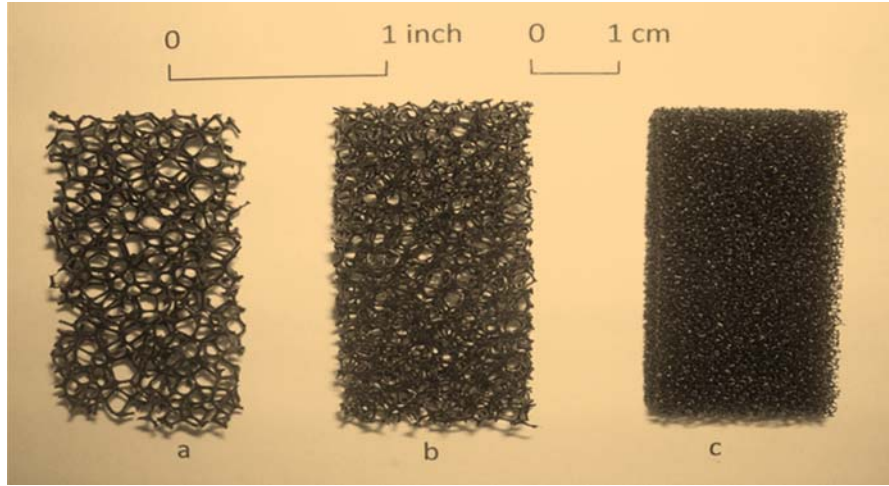
5.2. Numune Üretiminde Hazırlık Aşamaları

5.2.1. Hassas Döküm Kalıpları İçin Modellerin Hazırlanması

Hassas döküm kalıplarında numune modeli olarak kullanılmak üzere üç değişik boyutta açık gözeneklere sahip poliüretan köpükleri kullanıldı. Tablo 5.3'te, model hazırlığında kullanılan poliüretan köpüklerin, üretici firma tarafından belirlenen özellikleri verilmiştir. Gözenek oranları değerlerine bakıldığında bir inç başına düşen gözenek sayısı (ppi), sırasıyla 10, 20 ve 30 olarak verilmiştir. Her üç model için verilen gözenek sayısının ($\pm$) 3 tolerans değeri vardır. Şekil 5.1'de ise ham durumdaki poliüretan köpüklerin 1:1 ölçeğinde resim görüntüleri verilmiştir.

Tablo 5.3. Poliüretan model köpüklerin fiziksel özellikleri (Arslan Tic.)

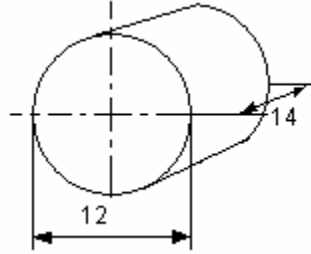
	Malzeme cinsi	Gözenek Oranı (ppi)	Yoğunluk (Kg/m ³)	Sertlik (kPa)	Yırtılma Direnci (kPa)	Uzama (%)	Hava Geçirgenliği (m ² xs)
a	Poliüretan	10 ± 3	36 ± 3	3,5 ± 1	>100	>100	6000
b	Poliüretan	20 ± 3	35 ± 3	3,5 ± 1	>120	>150	5000
c	Poliüretan	30 ± 3	34 ± 3	3 ± 1	>150	>200	4000



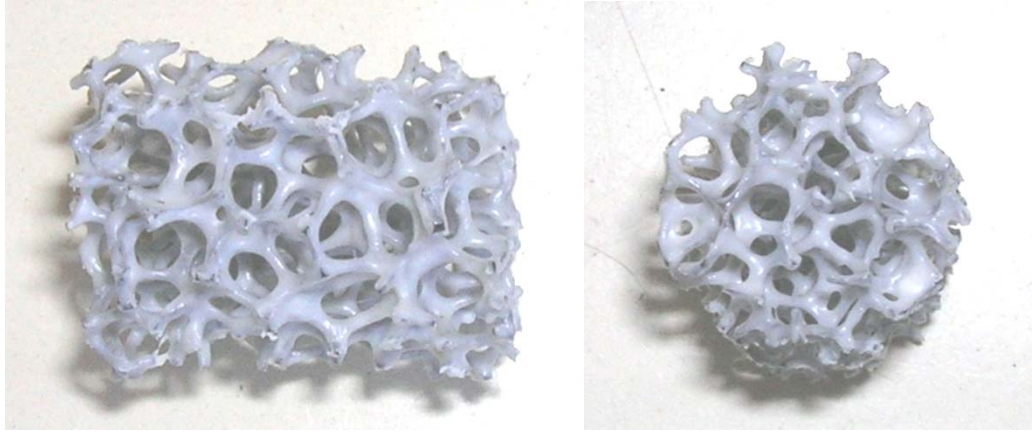
Şekil 5.1. Kullanılan model köpüklerin görüntüleri

Elde edilecek implantın ölçülerine göre uygun olacak şekilde her üç gözenek boyutuna sahip 12 mm çapında ve 14 mm yüksekliğinde (Şekil 5.2.) yirmişer adet model hazırlandı.

Farklı gözenek boyutuna sahip poliüretan köpükten hazırlanan numune modellerinden birinin önden ve yandan görünüşü Şekil 5.3'te verilmiştir.



Şekil 5.2. Numune modeli taslak ölçüleri



Şekil 5.3. Köpük modelin önden ve üstten görünüşü (Ø12x14 mm)

Üretilcek tüm numuneler için taslak gözeneksiz hacim miktarı aşağıdaki şekilde hesaplandı.

Gözeneksiz taslak hacim V;

$$V = A.h$$

$$V = (\pi.r^2).h$$

$$V = (\pi.6^2).14$$

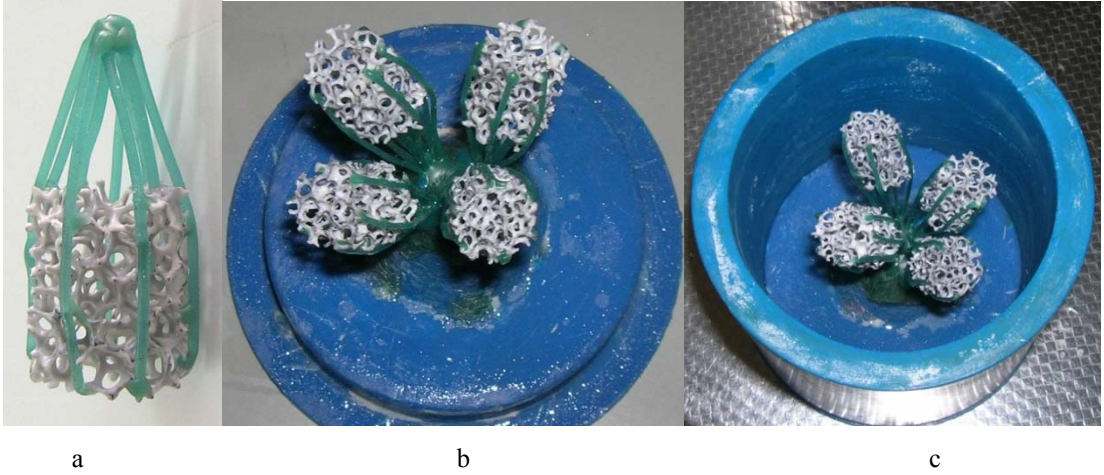
$$V = 1583,2908mm^3 \cong 1,583cm^3$$

Burada (A) silindirin taban alanı (r) silindirin yarıçapı ve (h) silindirin yüksekliğidir.

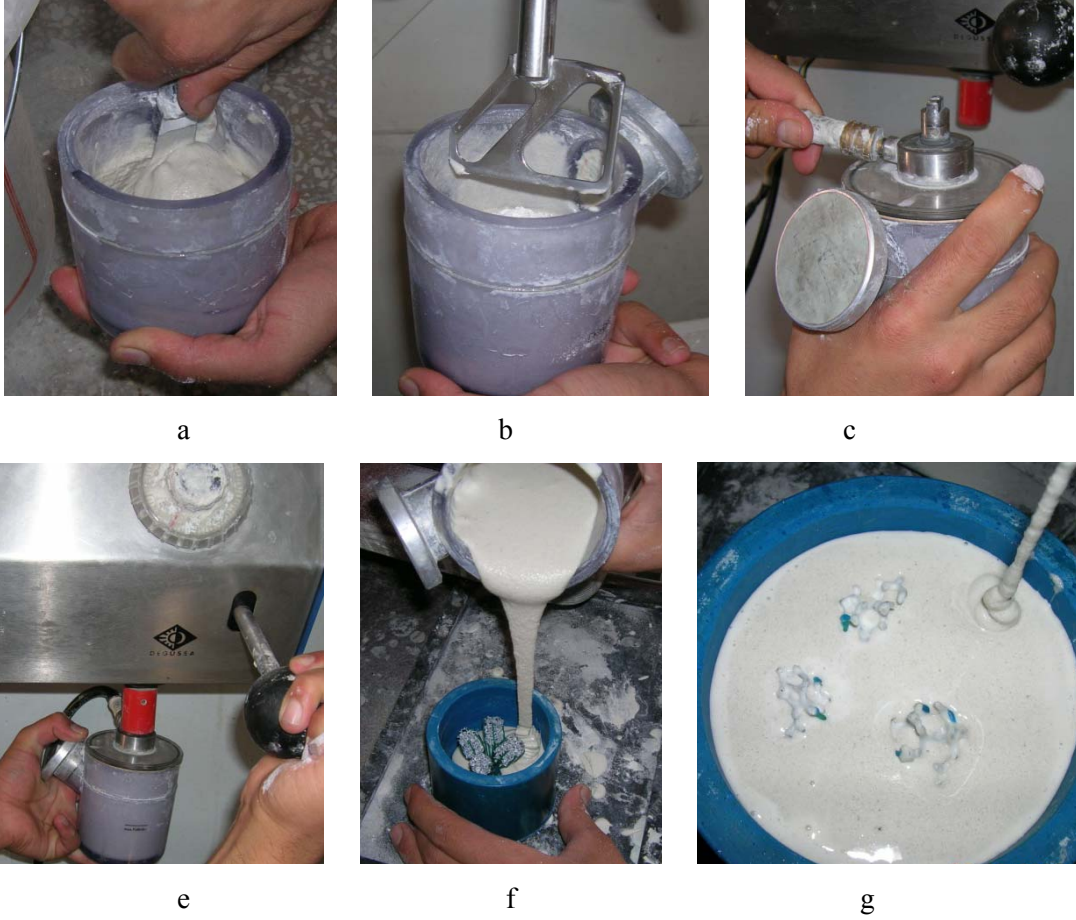
5.2.2. Hassas Döküm Kalıplarının Hazırlanması

Kalıpların döküm aşamasına gelinceye kadar ki geçirdiği aşamalar aşağıda maddeler halinde sıralanmıştır.

- Hazırlanan numune modelleri hassas dökümde kullanılan mum yolluklar vasıtasıyla her bir döküm ağacında dört numune olacak şekilde eritilerek model ağacına yapıştırıldı. Şekil 5.4. bu yollukların numuneye bağlanışını ve döküm ağacı oluşumunu göstermektedir.
- Döküm esnasında kalıp içinde hava ve gaz sıkışması olmaması, ergiyik metalin kalıp boşluğunu rahatça doldurabilmesi için hava tahliye kanalları (tij) konuldu.
- Silindirik bir plastik gömlek model ağacın etrafına geçirildi.
- Yüksek sıcaklığa dayanıklı, kullanıldıktan sonra suda çözünebilen veya kum fırtınasında dağılabilen su bazlı hassas döküm alçısı (niranium), % 75 alçı ve % 25 sıvı oranlarında vakumlu karıştırma cihazında, tamamen havadan arındırılıp homojen hale gelinceye kadar karıştırıldı.
- Silindirik gömlek ile model ağacın arasında kalan tüm boşluk, hazırlanmış bulamaç halindeki alçı ile dolduruldu. Karışımın her noktaya ulaşması için doldurma işlemi titreşimli bir zemin üzerinde gerçekleştirildi.
- Silindirik gömlek içinde kimyasal tepkime ile katılaştıran alçı, blok halinde gömlekten çıkarılarak, döküm aşaması için hazır hale getirildi. Şekil 5.5. bu aşamaları sırası ile göstermektedir.



Şekil 5.4. Yollukların modele bağlanması ve döküm ağacı oluşumu



Şekil 5.5. Alçı kalıbı hazırlama aşamaları

5.2.3. Döküm Aşaması

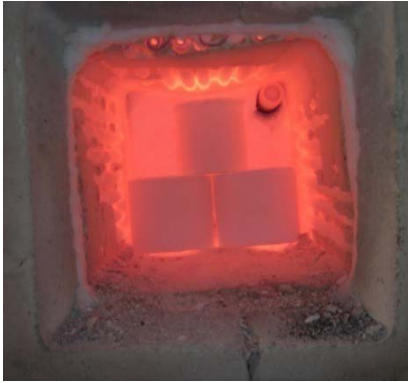
Hazırlanan kalıp bloklar döküm ön hazırlığı için termokupol fırında 1000°C de 1 saat süre ile ısıtıldı. Bu şekilde kalıp içerisindeki model ve yollukların yanarak uçması ile kalıp içerisinde döküm boşluğu oluşturuldu. Fırından çıkarılan kalıplar MO2 KB model, 50 gr. kapasiteli ve 1000 dev/dk savurma döküm cihazının (Şekil 5.6.) pota ağzına yerleştirildi. Kalıpların soğumasına fırsat vermeden seri bir şekilde pota içine konulan çubuk halindeki Ni-Cr-Mo alaşımı oksijen alevi ile ısıtılmaya başlandı. 1380°C de eriyen Ni-Cr-Mo alaşımı, döküm sıcaklığı olan 1410°C ye ulaşıldığında savurma döküm işlemi gerçekleştirildi. Kendi halinde soğumaya bırakılan kalıp ve içerisindeki dökülmüş alaşım, soğuduktan sonra alçı kalıbı kırılarak, dökülmüş Ni-Cr-Mo numuneler çıkarıldı. Elde edilen numuneler gözeneklerdeki alçı artıklarının temizlenmesi için alçı temizleme makinesinde kum fırtınasına maruz bırakıldı. Şekil 5.7' de alçı temizleme makinesi görülmektedir. Daha sonra numune üzerindeki döküm kalıp yollukları kesilerek, numune kullanıma hazır hale getirildi. Şekil 5.8. döküm aşamalarını ve üretilen numuneyi göstermektedir.



Şekil 5.6. Zemberekli savurma döküm makinesi



Şekil 5.7. Alçı temizleme makinesi



a



b



c



d



e



f

Şekil 5.8. Döküm Aşamaları

5.3. Yapılan Deney ve İncelemeler

5.3.1. Yoğunluk Ölçümü (Gözeneklilik Oranının Belirlenmesi)

Gözenek boyutları birbirinden farklı olan numunelerin, döküm işlemi sonunda sahip oldukları yoğunluklarını hesaplamada kütle ve hacim ilişkisi kullanıldı. Dolu haldeki tam metal yoğunlukları (ρ_{Tam}) ve gözenekli metal numunelerin yoğunluklarını ($\rho_{Gözenek}$) tespit etmek için 5.1. no'lu formül kullanıldı. Daha sonra her bir numunenin elde edilen bu yoğunluk değerleri kullanılarak, % gözeneklilik miktarları (ε) 5.2. no'lu formül ile (Li, 2000) belirlendi.

$$\rho_{Gözenek} = \frac{m}{v} \quad (5.1.)$$

m : Kütle, gr

v : Hacim, mm³

$$\varepsilon = (1 - \frac{\rho_{Gözenek}}{\rho_{Tam}}) \times 100 \quad (5.2.)$$

ε : Gözeneklilik miktarı

$\rho_{Gözenek}$: Görünür Yoğunluk (gr/mm³)

ρ_{Tam} : Tam Yoğunluk (gr/mm³)

5.3.2. Optik Mikroskop ve Mikroyapı İncelemeleri

Hassas dökülmüş Ni-Mo-Cr alaşımlarından elde edilen gözenekli yapıdaki numunelerin mikroyapılarını incelemek için çalışmalar yapıldı.

Optik mikroskop çalışmasında önce tüm numuneler metalografik olarak hazırlandı. Öncelikle her numune ayrı ayrı bakalite alındı ve 220, 400, 600, 800, 1200 mesh'lik zımparayla aşındırıldı daha sonra 3 mikron boyutunda, polikristalin elmas pasta kullanılarak çuha ile parlatıldı. Dağlama işlemi olarak, önce molibdeni açığa çıkarmak için 95 ml su, 5 ml HCl çözeltisi 5-10 V ve DC akım ile elektrolitik dağlayıcıda üç dakika tutularak malzemenin dağlanması sağlandı. Daha sonra numune kimyasal dağlayıcıya (5ml HNO₃, 200 ml HCl, 65g FeCl₂) birkaç saniye daldırılarak dağlama işlemi tamamlandı.

5.3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri ve Laboratuvar (EDS) Ölçümleri

Hassas dökümle elde edilmiş Mo-Ni-Cr alaşımının mikroyapı karakterizasyonu Malatya İnönü Üniversitesi'nde bulunan LEO marka taramalı elektron mikroskobunda yapıldı. Numuneler Fırat Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Metal Eğitimi Bölümü laboratuvarlarında bulunan Struers Accutom marka hassas kesme cihazında kesildi. Parlatma işlemi 400, 600, 800, 1200 mesh'lik zımpara ile sırasıyla zımparalandıktan sonra elmas pasta kullanılarak yapıldı.

SEM ve EDS ölçüm çalışmasında numunelerden ölçüm almadan önce bölüm 5.3.2'de belirtildiği gibi numuneler bakalite alınarak metalografik olarak hazırlanıp aynı şekilde dağıldı.

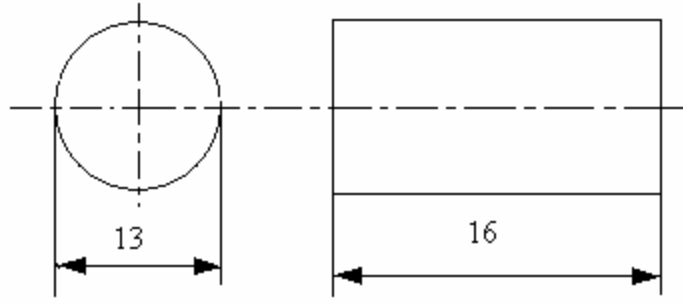
5.3.4. Mikrosertlik İncelemeleri

Hassas döküm Ni-Mo-Cr alaşım numunelerinin mikrosertlik ölçümleri Auton Paar marka MHT-10 Microhardness tester model cihaz ile Fırat Üniversitesi Metalurji mühendisliğinde gerçekleştirildi.

Mikrosertlik ölçüm çalışmasında numunelerden ölçüm almadan önce bölüm 5.3.2'de belirtildiği gibi numuneler bakalite alınarak metalografik olarak hazırlanıp aynı şekilde dağıldı.

5.3.5. Basma Deneyi

Basma deneyleri; Fırat Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Metal Eğitimi Bölümü Atölyesinde bulunan Instron 8500 universal çekme – basma makinesinde yapıldı. Basma deneyleri için gözenek büyüklükleri birbirinden farklı üç numunenin her birinden üçer adet olmak üzere toplam 9 adet basma numunesi hazırlandı. Basma deneyi numune boyutları TS 6936 EN 24506 standardına göre ve oda sıcaklığında hazırlanmıştır. Basma deneyi için hazırlanan numunelerinin boyutları implant olarak kullanılacak numunenin boyutlarından farklı olarak seçilmiştir. Basma deneyi için hazırlanan numune boyutları Şekil 5.9'da verilmiştir.



Şekil 5.9. Basma testi deney numunesi

5.3.6. Cerrahi Süreç

5.3.6.1 Etik Kurul Raporu

Bu çalışmanın cerrahi süreci Fırat Üniversitesi Veteriner Fakültesi Cerrahi Anabilim Dalı Kliniğinde, Fırat Üniversitesi, Veteriner Fakültesi Etik Kurul Kararına (Oturum Tarihi: 22.04.2005, Karar Sayısı: 2005/5) uygun olarak gerçekleştirilmiştir.

5.3.6.2. Materyal

Deneme materyali olarak değişik ırk, yaş ve cinsiyette, ağırlıkları 27 ile 35 kg arasında, sağlıklı 6 adet köpek hazırlandı. Köpekler operasyona alınmadan önce koruyucu kuduz aşılı, endo ve ektoparaziter ilaç uygulamaları gerçekleştirildi. Operasyonlar için yumuşak doku operasyon seti, ortopedi seti, değişik çapta matkap uçları ve küret kullanıldı. Operasyon bölgesinin kapatılmasında kaslar için 2/0 numara krome katgüt, deri için ise 1 numara ipek iplik kullanıldı. Hassas döküm Ni-Cr-Mo alaşım numuneler implant edilmeden önce etilen oksit ile sterilizasyon işlemine tabi tutuldu.

5.3.6.3. Metot

Rutin operasyon hazırlıklarından sonra hayvan, operasyon masası üzerine çalışılacak bacak alta gelecek şekilde yan yatırılarak tespit edildi. Anestezi, 1.5 ml/10 kg dozunda Rompun'un (Bayer, Xylazine hydrochloride 23.32 mg/ml) intramusküler enjeksiyonundan 10 dakika sonra, 15 mg/kg dozunda İntramusküler Ketalar (Parke- Davis, Ketamin hydrochlorur 50 mg/ml) enjeksiyonu ile gerçekleştirildi. Çalışmada, üretilen implantlar tibia' nın proksimal metafizine yerleştirildi. Operasyonlar sırasında asepsi ve antisepsi kurallarına çok titiz bir şekilde uyuldu.

İmplantları uygulamak için, herhangi bir tibia seçildi. Deri ensizyonu, tuberositas tibia düzeyinden crista tibialis'in distal sınırına kadar sürdürüldü. Deri ve subkutan doku ekarte edildikten sonra periost 2-3 cm uzunluğunda bir ensizyon yapılarak kaldırıldı. Periost bir elevatör yardımıyla kaldırıldıktan sonra kemik korteksi 5 numara Steinman pin yardımıyla

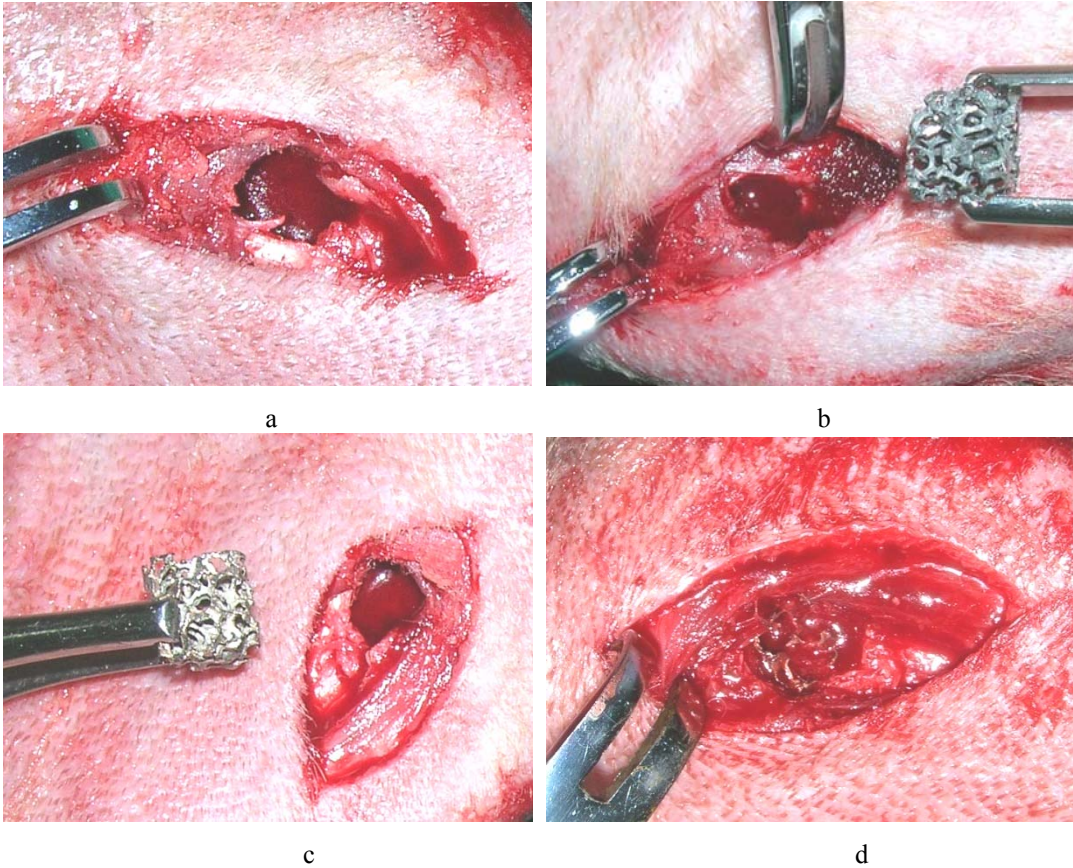
delindi. Kemikte açılan delikler değişik çaptaki driller ve kemik küretleri aracılığıyla implantların gireceği boyuta getirildi. İmplantların yerleştirilebilmesi amacıyla bir miktar spongiyöz kemik grefti, kortekste açılan pencereden sokulan bir küret yardımıyla dışarıya alındıktan sonra implantlar oluşturulan defekte özenle yerleştirildi. (Şekil 5.10.a, b, c ve d)

Dışarıya alınan spongiyöz kemik grefti implantın üzerine yerleştirildikten sonra operasyon yarası, kaslar ve deri altı bağ dokusu 2/0 numara krome katgüt, deri ise 1 numara ipek iplik kullanılarak kapatıldı.

5.3.6.4. Operasyon Sonu Uygulamalar

Lokal olarak 1.000.000 IU kristal penisilin, parenteral olarak ta 5 gün süreyle 800.000 IU prokain penisilin uygulandı. Denemeye tabi tutulan köpekler 2, 4 ve 6 ay süreyle gözlemlendi. Deri dikişleri operasyon sonrası 10. günde alındı.

2. , 4. ve 6. aylarda ikişer köpek ötenazi edilerek implantların uygulandığı tibiaları alındı. Alınan tibialardan greft uygulanan bölgeyi içinde bulunduracak şekilde bir kemik parçası çıkarılarak, Özel bir patoloji ve sitoloji laboratuvarına, ışıklı optik mikroskopunda histopatolojik kontroller için değerlendirilmek üzere gönderildi.



Şekil 5.10. İmplantın oluşturulan defekte yerleştirilme aşamaları

5.3.6.5. Klinik Kontrol Bulguları

Operasyon sonrası, anesteziden normal olarak uyanan hayvanların hepsi, operasyon uygulanan bacaklarını kullanarak yürümeye başladılar. Deneklerle ilgili özet bilgiler tablo 5.4’te verilmiştir.

Tablo 5.4. İmplant uygulanan denekler

Denek No	Denek				Denek İzleme Süresi (Ay)	Topallık	Komplikasyon
	İrk	Cinsiyet	Yaşı (Yıl)	Ağırlık (kg)			
1	Melez Kurt	Erkek	2	32	2	Yok	Yok
2	Melez Kurt	Dişi	3	26	2	Yok	Yok
3	Melez Yerli	Dişi	2,5	30	4	Yok	Yok
4	Melez Yerli	Dişi	3,5	25	4	Yok	Yok
5	Melez Yerli	Dişi	4	27	6	Yok	Yok
6	Melez Yerli	Erkek	4	35	6	Yok	Yok

5.3.6.6. Radyografik Kontrol Bulguları

Bu çalışmada operasyona alınan denekler, operasyondan hemen sonra ve bu süreci izleyerek ayda bir defa olmak üzere mediolateral pozisyonda, tüp mesafesi 40 cm ve kullanılan enerji düzeyi 40 kV, 100 mA/0.03 sn olacak şekilde konvansiyonel radyografiler alındı.

5.3.6.7. Histopatolojik Kontrol Bulguları

Sakrifiye edilen deneklerden histopatolojik muayene için histopatoloji laboratuvarına gönderilen kemik örnekleri, 24-48 saat süreyle % 10 formaldehit (H₂CO) solüsyonu içinde fikse edildi. Daha sonra takriben % 10 formik asit (HCOOH) içinde Metot-1’ e göre 15 gün bekletilerek dekalsifiye edildi. Böylelikle demineralizasyon işlemi tamamlanan dokular akan suda 1saat kadar tutularak asitten arındırıldı. Her doku lezyon alanını içine alacak şekilde uzunlamasına kesildi. İki köpekten 2. ayın sonunda, iki köpekten 4. ayın sonunda ve iki köpekten 6. ayın sonunda elde edilen örnekler parafine gömülerek, mikrotom cihazında 4-5 mikron kalınlıkta kesitler alındı. Kesitler hematoxilen-eozin ile boyanıp ışıklı optik mikroskopunda (Kyowa-Tokyo) incelendi.

6. DENEY SONUÇLARI VE TARTIŞMA

6.1. Malzeme Karakterizasyonu

Bu çalışmanın amacı; Ni esaslı bir Ni-Cr-Mo alaşımının açık gözenekli bir yapıda döküm yöntemi ile üretilebilirliğini ve gözenek boyutlarının kontrol edilebilirliğini ortaya koymaktır. Curran, (2001); Metal tozlarıyla, toz metalurjisi yöntemi ile elde edilen köpüklerin mukavemetinin metal veya fiber tanecikleri arasında ki en küçük temas noktalarıyla ilgili olduğunu ifade etmiştir. Bu tür toz metalurjisi yöntemi ile elde edilen köpüklerin üretim yöntemlerine göre, kendine özgü mukavemetlerinin düşük olduğunu belirtmiştir. Yamada ve arkadaşları, (2000) ise; Poliüretan köpük ön modeli, infiltrasyon yöntemi ile açık gözenekli yapıda döküm gerçekleştirmiş ve üretilen malzemelerin yüksek kaliteli ve güvenilir olduğunu, gözeneklilik oranının % 98 oranına kadar çıkabileceğini ifade etmiştir. Yamada bu yöntemle herhangi bir alaşım veya metalin dökülebileceğini de belirtmiştir. Bu çalışmada, biyomalzeme üretiminde kullanılan, diğer metal köpük üretim yöntemlerinden farklı olarak, çeşitli gözenek boyutlarında poliüretan köpük modeller kullanılarak, hassas döküm yöntemiyle açık gözenekli implantlar üretilmiş ve üretilen implantların in vivo ortamda biyouyumu araştırılmıştır. Bu bölümde, çalışmanın sonuçları verilmiş ve bu sonuçlar yapılan önceki çalışmalarla mukayeseli olarak irdelenmiştir.

6.1.1. Numune Yoğunlukları

Çalışmada, üç değişik gözenek boyutlarında üretilen numunelerin yoğunlukları bölüm 5.3.1'deki (5.1.) ve (5.2.) no'lu formüllerle hesaplandı. Her bir numune grubu için üç adet numunenin yoğunlukları hesaplandı ve ortalama değerler bulundu (Tablo 6.1.). Gözenek oranları, bir inç'e düşen gözenek sayısına (ppi; porous per inch) göre belirlendi. Dökümde kullanılan alaşım malzemesinin tam yoğunluğu ve üretilmiş numunelerin gözenek oranı (ppi), nispi yoğunlukları ile beraber % gözeneklilik miktarları da tespit edilerek Tablo 6.2'de verilmiştir.

Tablo 6.1. Gruplara ait numunelerin yoğunluk ölçümleri.

	1. Numune Gözeneklilik miktarı (%)	2. Numune Gözeneklilik miktarı (%)	3. Numune Gözeneklilik miktarı (%)	Ortalama Gözeneklilik miktarı (%)
A grubu	89,6	91	91,5	90,7
B Grubu	78,9	80,3	83,8	81,0
C Grubu	66,8	68,1	72,8	68,8

Tablo 6.2. Artan gözenek oranına göre yoğunluk değerlerinin (%) değişimi

Numune Grubu	Alaşım içeriği	Tam yoğunluk (gr/mm ³) (ρ_{Tam})	Gözenek oranı (ppi)	Nispi yoğunluk (gr/mm ³) (ρ_g)	Ortalama Gözeneklilik miktarı (%)
A	Ni-Cr-Mo	0,0088	10 $\pm$ 3	0,0008	90,7
B	Ni-Cr-Mo	0,0088	20 $\pm$ 3	0,0017	81,0
C	Ni-Cr-Mo	0,0088	30 $\pm$ 3	0,0027	68,8

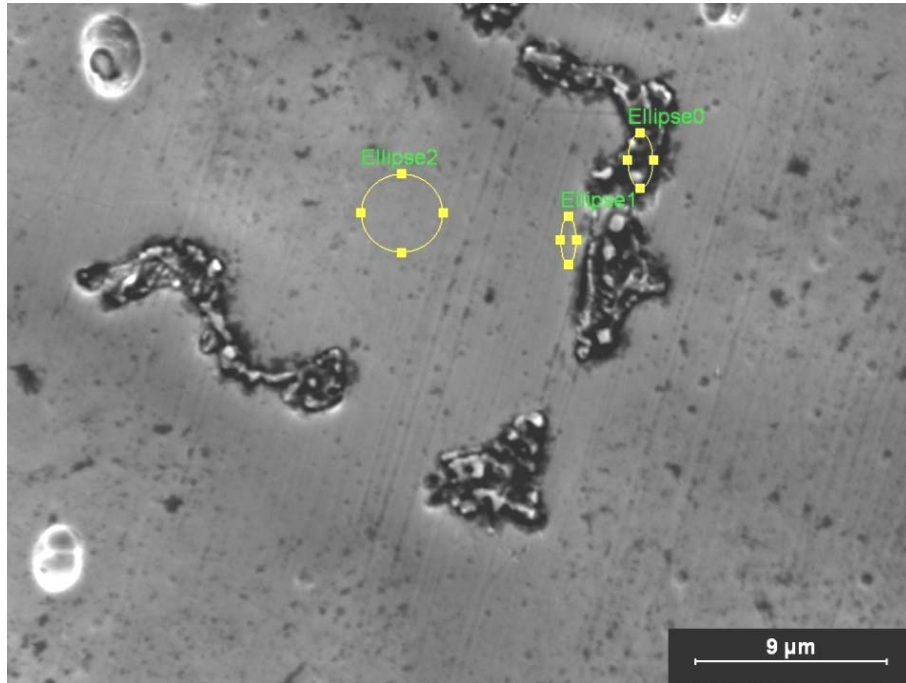
Tablo 6.2’de % gözeneklilik miktarı, nispi yoğunluk ve gözenek oranlarının verileri beraber değerlendirildiğinde; en büyük gözenek oranına sahip A grubu numunelerin ortalama % gözeneklilik miktarının da en büyük değerde olduğu görülmektedir. Buna bağlı olarak nispi yoğunluğun, yani tam yoğunluğun gözenekli yoğunluğa oranı, diğer numunelere oranla en küçük değerde tespit edilmiştir. A grubu numunelerde bir inçteki gözenek sayısı 10 ($\pm$ 3) dur. Ayrıca telcik kesiti de numunenin yoğunluğunun artıp azalması ile doğru orantılıdır. 1 inç’teki gözenek sayısı 20 ($\pm$ 3) olan B grubu numune verilerini incelediğimizde, ortalama yüzde (%) gözeneklilik miktarının B grubu numunelere göre azaldığı görülmektedir. Bu değer aynı dış ölçülere sahip olan numunelerin doluluk miktarının, gözenek oranlarıyla doğru orantılı olarak düştüğünü göstermektedir. B grubu numunelerin nispi yoğunluğunun da yüzde (%) gözeneklilik miktarına bağlı olarak arttığı görülmektedir. En küçük gözenek boyutlarına sahip C grubu numunelerde ise gözenek oranının 30 ($\pm$ 3) ve ortalama yüzde gözeneklilik miktarının % 68,8 olduğu görülmektedir. Burada her üç numunenin yüzde (%) gözeneklilik miktarının, gözenek oranlarına (ppi) bağlı olarak düzenli değişmemesi, telcik kesitlerinin aynı olmaması ile ilgili olabilir. Yamada, (2000) Al ve Mg malzemelerini kullanarak, poliüretan köpük model ve infiltrasyon yöntemi ile elde ettiği numunelerde Al için; 0,0471 gr/mm³ ile 0,0653 gr/mm³ aralığında Mg için; 0,028 gr/mm³ ile 0,030 gr/mm³ aralığında nispi yoğunlukta değerler elde etmiştir. Bu çalışmada ise; Yamada’ nın (2000) yaptığı çalışmadan farklı olarak infiltrasyon döküm yerine savurmalı döküm cihazı kullanılmıştır. Daha yoğun bir metal olan Ni-Cr-Mo (0,0088 gr/mm³) alaşımı için; 0,0008 gr/mm³ ile 0,0027 gr/mm³ aralığında nispi yoğunluk değerleri elde edilmiştir.

6.1.2. Mikroyapı

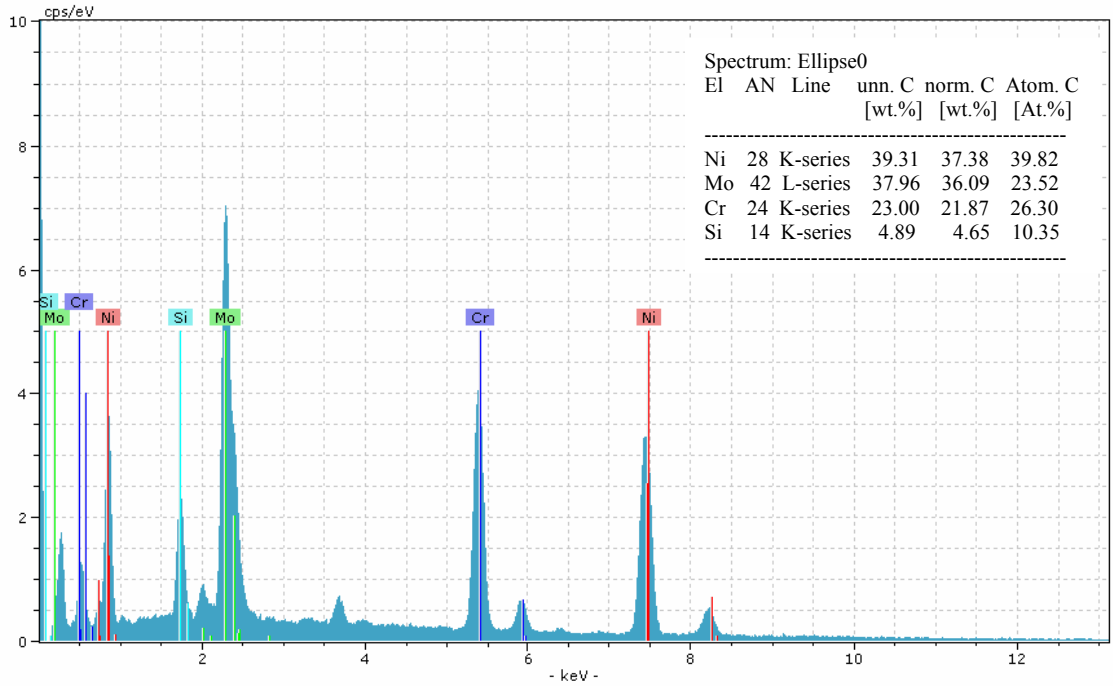
Hassas döküm yöntemi ile üretilmiş Ni-Cr-Mo numuneleri SEM incelemeleri için gözenek boyutlarına göre; A grubu (10 ppi), B grubu (20 ppi) ve C grubu (30 ppi) olmak üzere üç ayrı grup olarak sınıflandırılmıştır. Her üç numune grubu için SEM incelemesi ve EDS analizi yapılmıştır. İnceleme ve analizlerde elde edilen sonuçlar birbirine çok yakın değerlerde bulunmuştur. EDS analizlerinden elde edilen sonuçlara göre gözenek boyutlarının mikroyapı

üzerinde etkili olmadığı sonucuna varılmıştır. Sırasıyla A, B ve C grubuna ait SEM incelemeleri EDS analizleri verilmiştir.

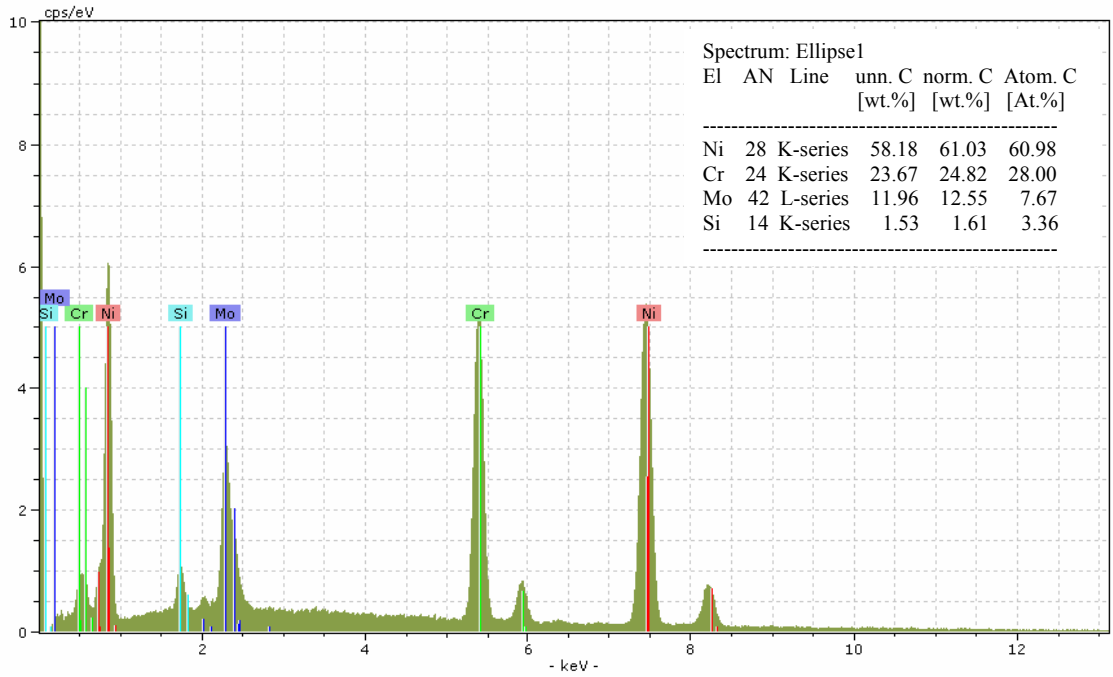
A grubu Ni-Cr-Mo alaşımlı numunenin element oranlarını belirlemek için Şekil 6.1’ de elipsler ile gösterilen üç farklı bölgeden EDS analizleri alınmıştır. Alınan EDS sonuçlarına göre matris içerisinde bulunan siyah adacık üzerinde elips0 olarak işaretlenen bölgenin sonuçlarına bakıldığında, molibden ve silisyum elementlerinin yüzde oranlarının arttığı, nikelce fakirleştiği krom oranında ise kayda değer bir değişimin görülmediği gözlenmiştir (Şekil 6.2.). Elips0 olarak gösterilen bölgenin alaşım içeriğinin % 39,82 Ni, % 23,52 Mo, % 26,30 Cr ve % 10,35 Si elementlerinden oluştuğu görülmektedir. Yine aynı fotoğraf üzerinde adacığa komşu olan matris içerisindeki elips1 ile işaretlenmiş bölgenin EDS analizleri (Şekil 6.3.) incelendiğinde nikel oranında zenginleşme, molibden ve silisyum oranlarında fakirleşme ve krom oranında ise kayda değer bir değişim olmadığı görülmüştür. Elips1 olarak gösterilen bölgenin alaşım içeriğine bakıldığında % 60,98 Ni, % 28 Mo, % 7,67 ve % 3,36 Si elementlerinden oluştuğu görülmektedir. Matris üzerinden alınan ve Şekil 6.1’ deki SEM fotoğrafında elips2 ile gösterilen noktanın EDS analizi (Şekil 6.4.) incelendiğinde matrisin % 64,39 Ni, % 27,62 Cr, % 5,87 Mo ve % 2,1 Si elementlerinden oluştuğu görülmektedir.



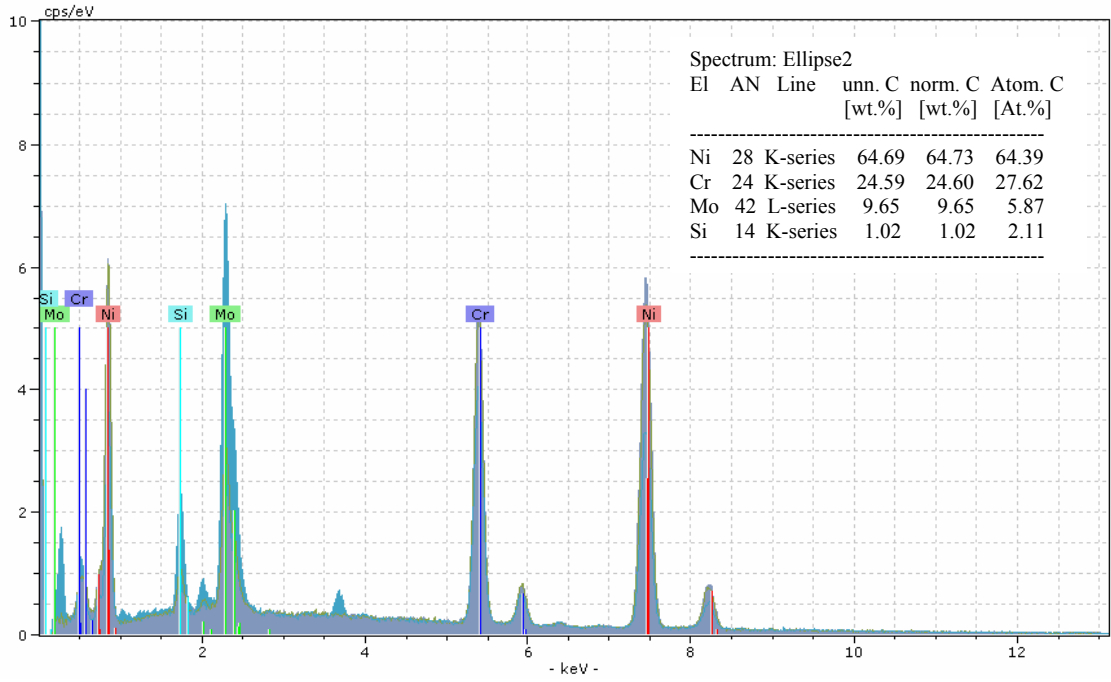
Şekil 6.1. A grubu numuneye ait SEM ve 0, 1, 2 no’lu EDS analiz bölgeleri



Şekil 6.2. A grubu numune ye ait 0 no'lu bölge EDS analizi

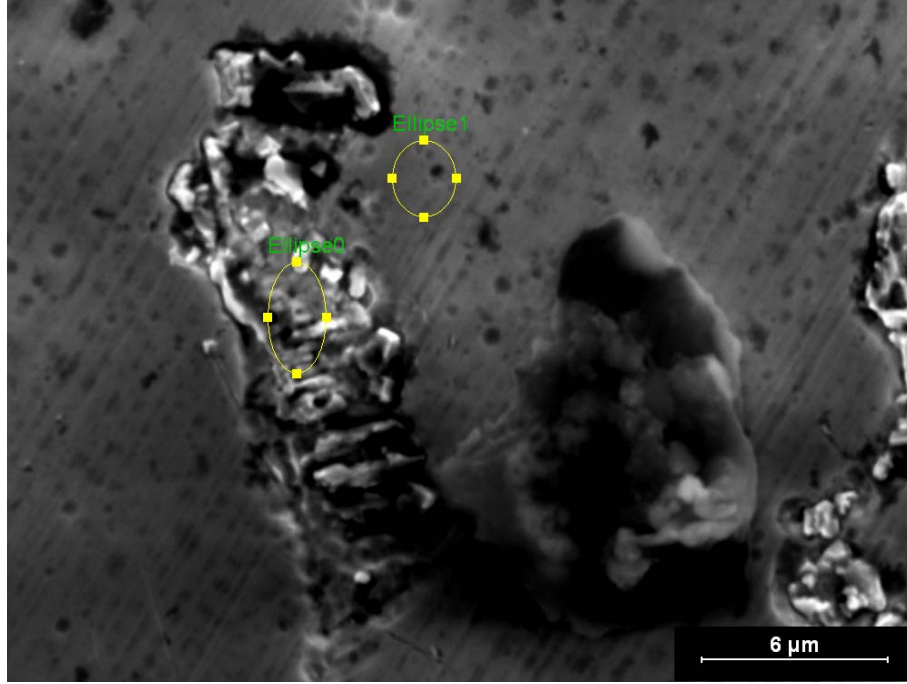


Şekil 6.3. A grubu numune ye ait 1 no'lu bölge EDS analizi

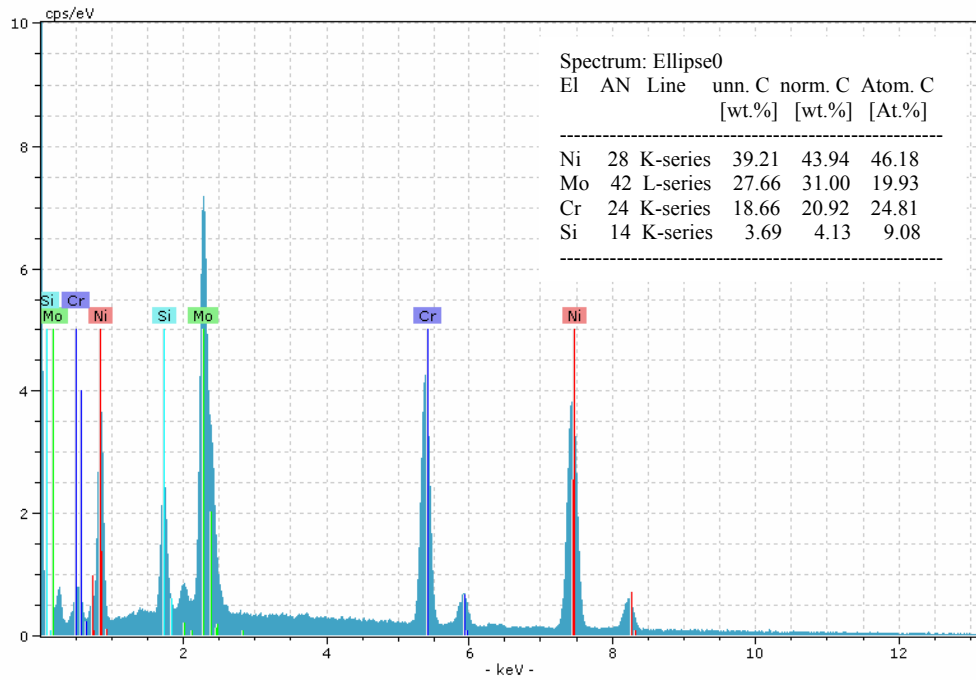


Şekil 6.4. A grubu numune ye ait 2 no'lu bölge EDS analizi

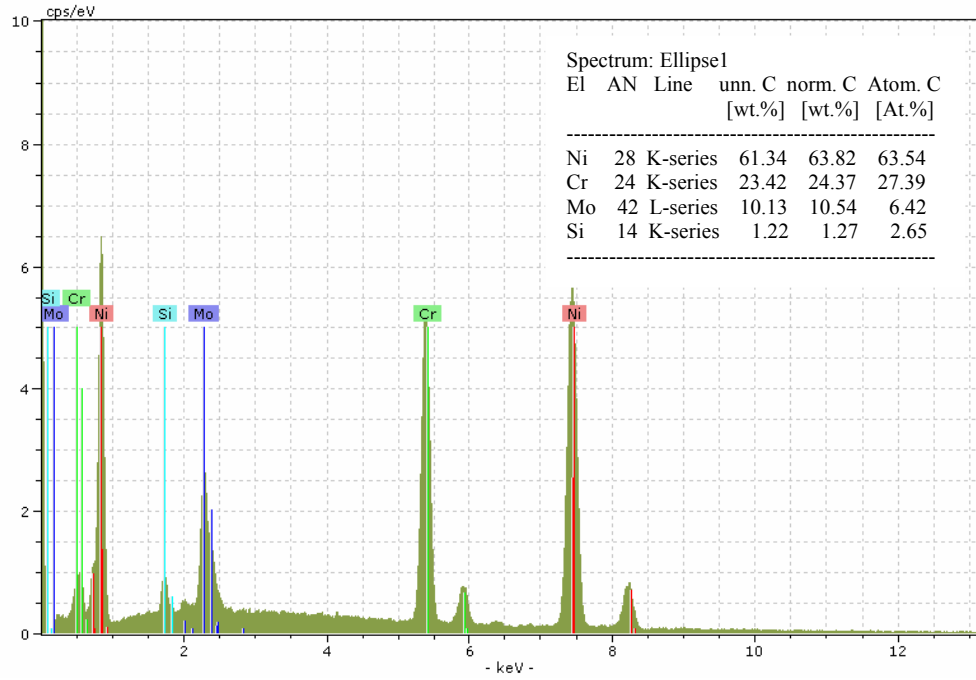
B grubu Ni-Cr-Mo alaşımlı numunenin element oranlarını belirlemek için Şekil 6.5' de elipsler ile gösterilen iki farklı bölgeden EDS analizleri alınmıştır. Alınan EDS sonuçlarına göre matris içerisinde bulunan siyah adacık üzerinde elips0 olarak işaretlenen bölgenin sonuçlarına bakıldığında, molibden ve silisyum elementlerinin yüzde oranlarının arttığı, nikelce fakirleştiği krom oranında ise kayda değer bir değişimin görülmediği gözlenmiştir (Şekil 6.6). Elips0 olarak gösterilen bölgenin alaşım içeriğinin % 46,18 Ni, % 24,81 Cr, % 19,93 Mo ve % 9,08 Si elementlerinden oluştuğu görülmektedir. Yine aynı fotoğraf üzerinde adacığa komşu olan matris içerisindeki elips1 ile işaretlenmiş bölgenin EDS analizleri (Şekil 6.7.) incelendiğinde nikel oranında zenginleşme, molibden ve silisyum oranlarında fakirleşme ve krom oranında ise kayda değer bir değişim olmadığı görülmüştür. Elips1 olarak gösterilen bölgenin alaşım içeriğine bakıldığında % 63,54 Ni, % 27,39 Mo, % 6,42 ve % 2,65 Si elementlerinden oluştuğu görülmektedir.



Şekil 6.5. B grubu numuneye ait SEM ve 0, 1 no'lu EDS analiz bölgeleri

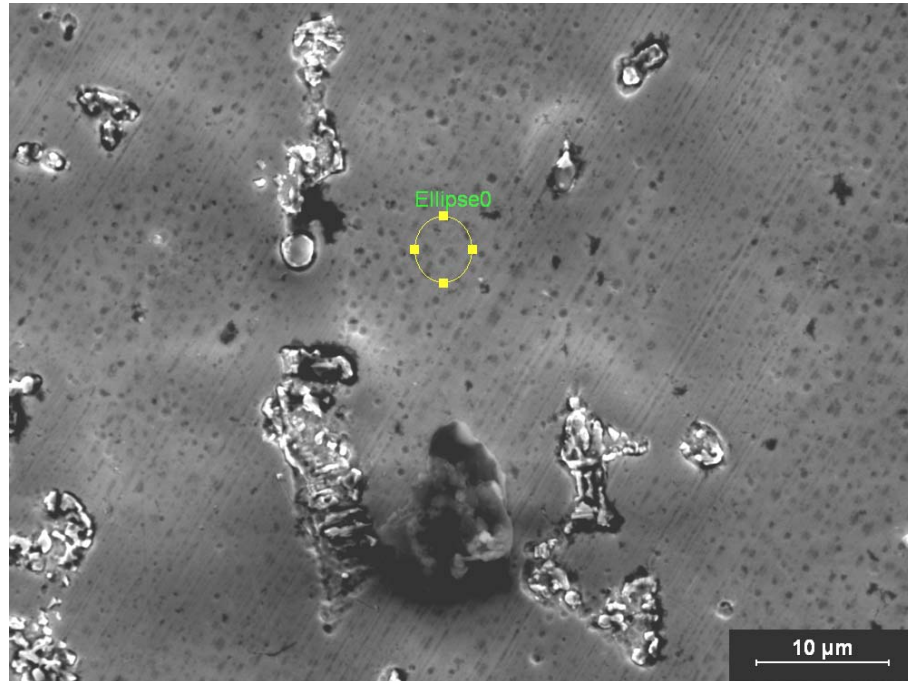


Şekil 6.6. B grubu numune ye ait 0 no'lu bölge EDS analizi

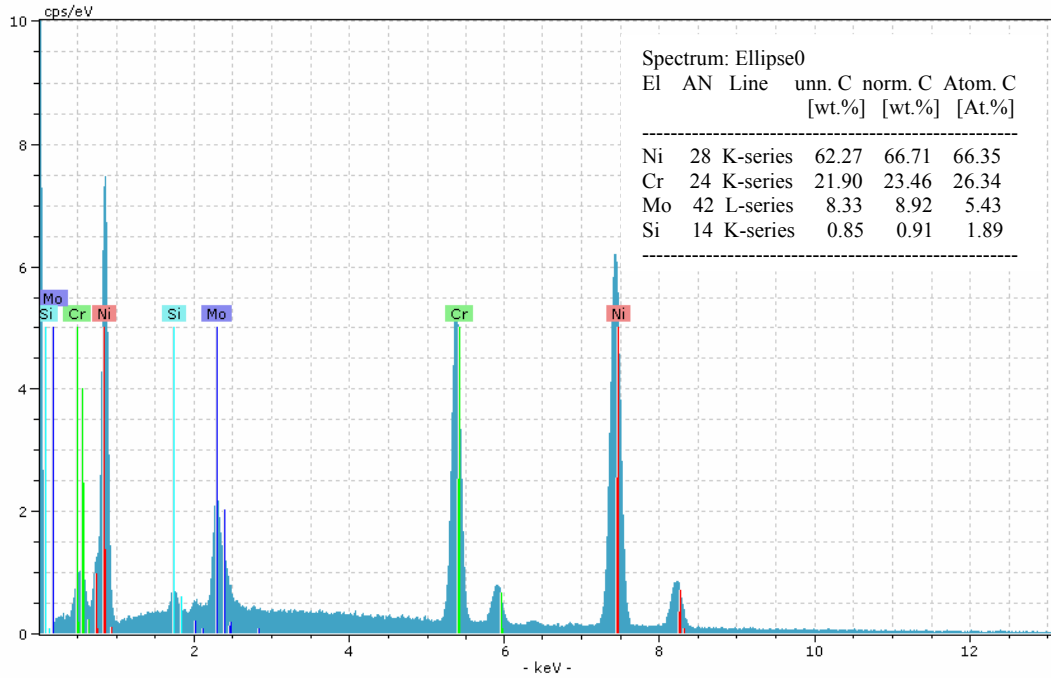


Şekil 6.7. B grubu numune ye ait 1 no'lu bölge EDS analizi

C grubu Ni-Cr-Mo alaşımlı numunenin element oranlarını belirlemek için Şekil 6.8' de elips0 ile gösterilen bölgeden EDS analizleri alınmıştır. Matris üzerinden alınan ve elips0 ile gösterilen noktanın EDS analizi (Şekil 6.9.) incelendiğinde matrisin % 66,35 Ni, % 26,34 Cr, % 5,43 Mo ve % 1,89 Si elementlerinden oluştuğu görülmektedir.

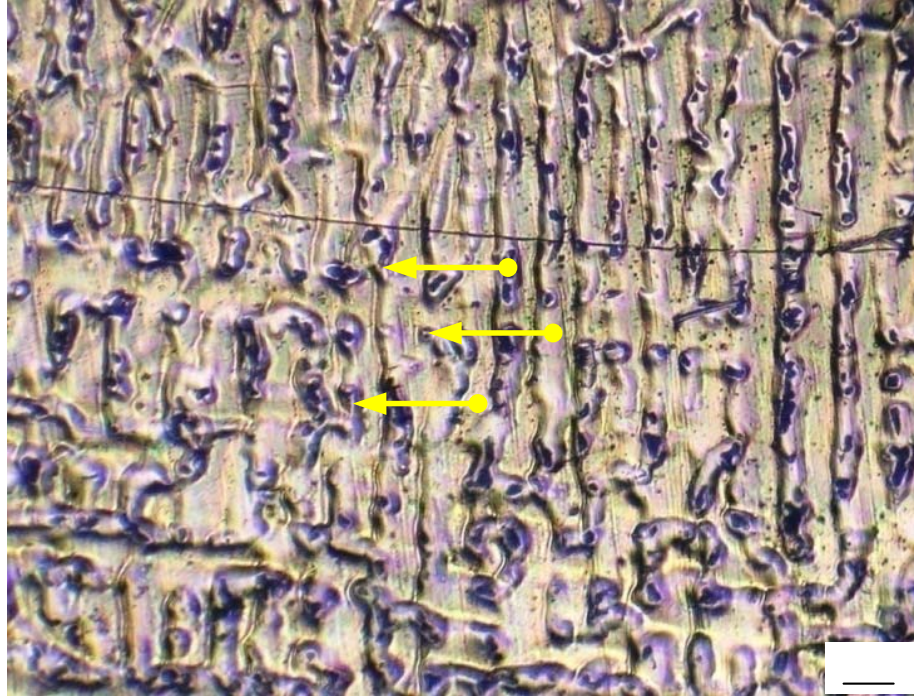


Şekil 6.8. C grubu numuneye ait SEM ve 0 no'lu EDS analiz bölgeleri



Şekil 6.9. C grubu numune ye ait 0 no'lu bölge EDS analizi

Şekil 6.10' da Ni-Mo-Cr içerikli alaşımın optik mikroskop ile alınmış mikroyapı fotoğrafı görülmektedir. Fotoğraf üç ayrı katılaşma yapılarını göstermektedir. 1 no'lu ok ile gösterilen bölge primer katılaşmış, 2 no'lu ok ile gösterilen bölge sekonder katılaşmış ve 3 no'lu ok ile gösterilen bölge ise dentritler arası bölgeyi göstermektedir. Üretilen numuneler dökümden çıktığı şekilde, herhangi bir ısıtım işlem uygulanmadan kullanılmıştır. Mikroyapı fotoğraflarından da görüleceği gibi alaşım dentritik bir yapı sergilemiştir. Genel olarak EDS değerlerine bakıldığında; numunenin matrisini ağırlıklı olarak Ni-Cr oluştururken Mo ve Si matris içinde çökelerak homojen bir dağılımla adacıklar şeklinde teşekkül ettiği anlaşılmaktadır. Chirstopher ve arkadaşları da (2006); yaptıkları çalışmada Matchmate isimli % 62,2 Ni, % 25,0 Cr, % 9,5 Mo ve % 3,3 Si katkı alaşımı döküm olarak üretmişler ve elde edilen mikroyapıyı dentritik olarak tanımlamışlardır.



Şekil 6.10. Ni-Cr-Mo alaşımlı numunenin optik mikroskop görüntüsü

6.1.3. Mikrosertlik

Mikrosertlik incelemelerinde Şekil 6.10'de gösterilen ve dentritik bir yapı sergileyen görüntü üzerindeki üç ayrı noktadan mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır. Ölçüm sonunda 1 no'lu ok ile Mo-Si elementlerinin yoğunlaştığı primer katılaşmış bölgede 522 hv, 2 no'lu ok ile gösterilen sekonder katılaşmış bölgede 489 hv ve 3 no'lu ok ile gösterilen Ni-Cr elementlerinin yoğunlaştığı matriste ise 470 hv olarak ölçülmüştür.

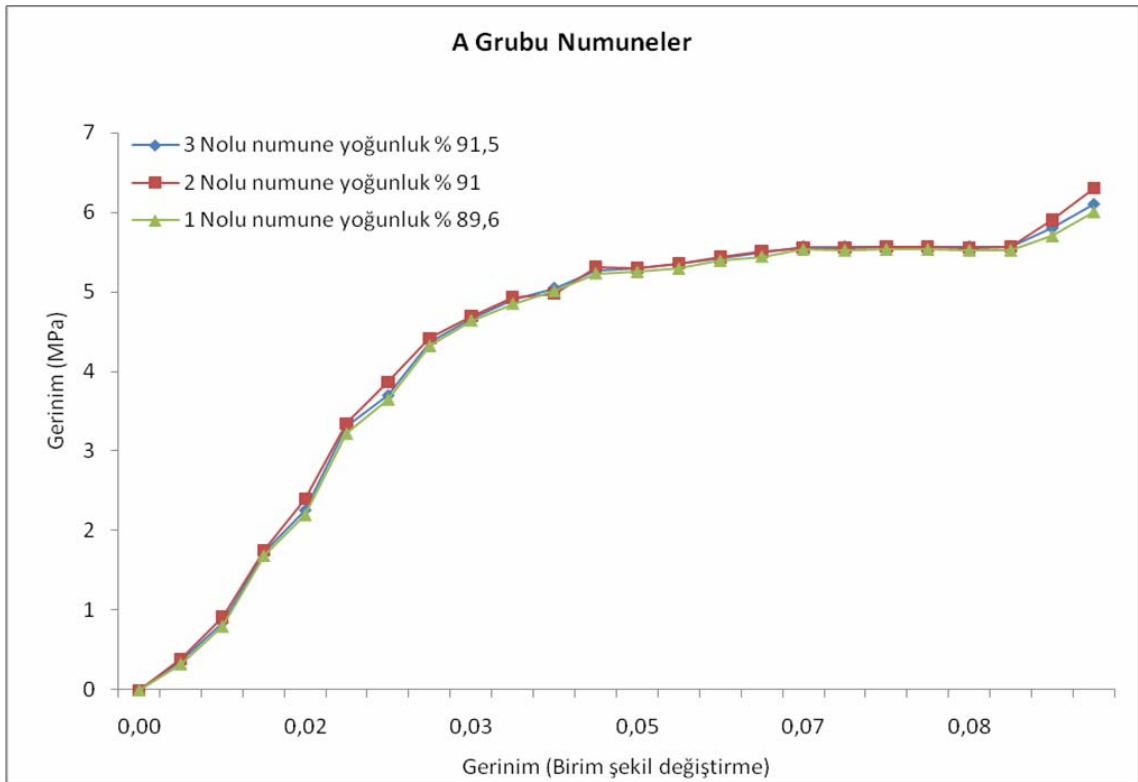
6.1.4. Basma Deneyi

Basma deneyinde; Ni-Cr-Mo alaşımından oluşan gözenek boyutları ve yüzde gözenek miktarları birbirinden farklı üç değişik numune üzerinde çalışıldı. Basma deneyinde ilerleme hızı 1 mm/dk olarak sabit tutularak ilk boy ve son boy değerleri basma cihazının çene aralığı verilerine göre kaydedildi. Her 5 saniyede cihazın gösterdiği yük kilonewton (kN) cinsinden kaydedildi. Elde edilen verilerden diğer değerler hesaplandı. Bu numunelere ait değerler Tablo 6.3'de verilmiştir.

Tablo 6.3. Basma testinde kullanılan numunelere ait ortalama değerler

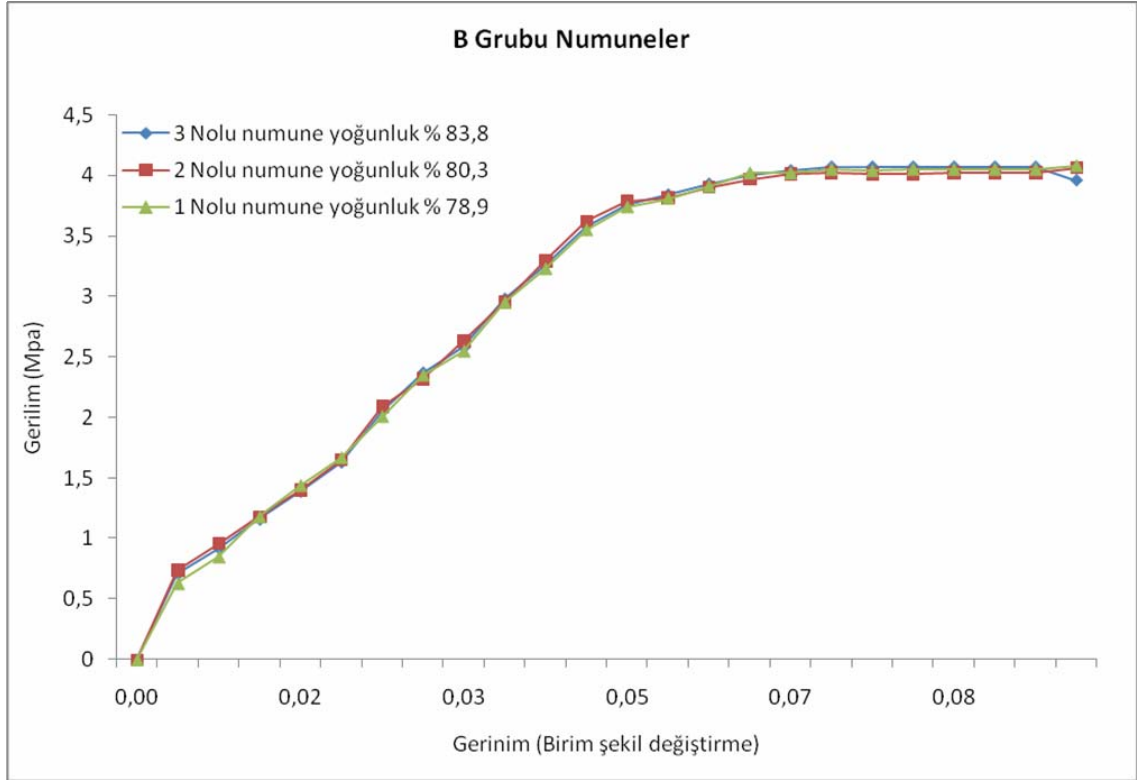
Numune Grubu	Ortalama Gözenek oranı (%)	Numune Ölçüsü (mm)	Basma Cihazı İlk Çene Aralığı Mesafesi (mm)	Basma Cihazı Son Çene Aralığı Mesafesi (mm)	Basma Hızı Değerleri (0,2mm/sn)
A	90,7	Ø 13x16	19,60	17,69	0,083
B	81	Ø 13x16	19,60	17,69	0,083
C	68,8	Ø 13x16	19,60	17,69	0,083

Şekil 6.11’de A grubu numuneler için ($\sigma_b - \epsilon$) değerleriyle elde edilen Gerilme-Gerinim (birim şekil değiştirme) diyagramı görölmektedir. Diyagramda yaklaşık olarak sekizinci noktadan sonra akmanın da oluşmaya başladığı görölmektedir. Bu noktaya kadar elde edilen değerlerin oluşturduğu eğimden yaklaşık olarak elastikiyet modülünü ($\frac{\Delta\sigma}{\Delta\epsilon}$) hesaplamak mümkündür.

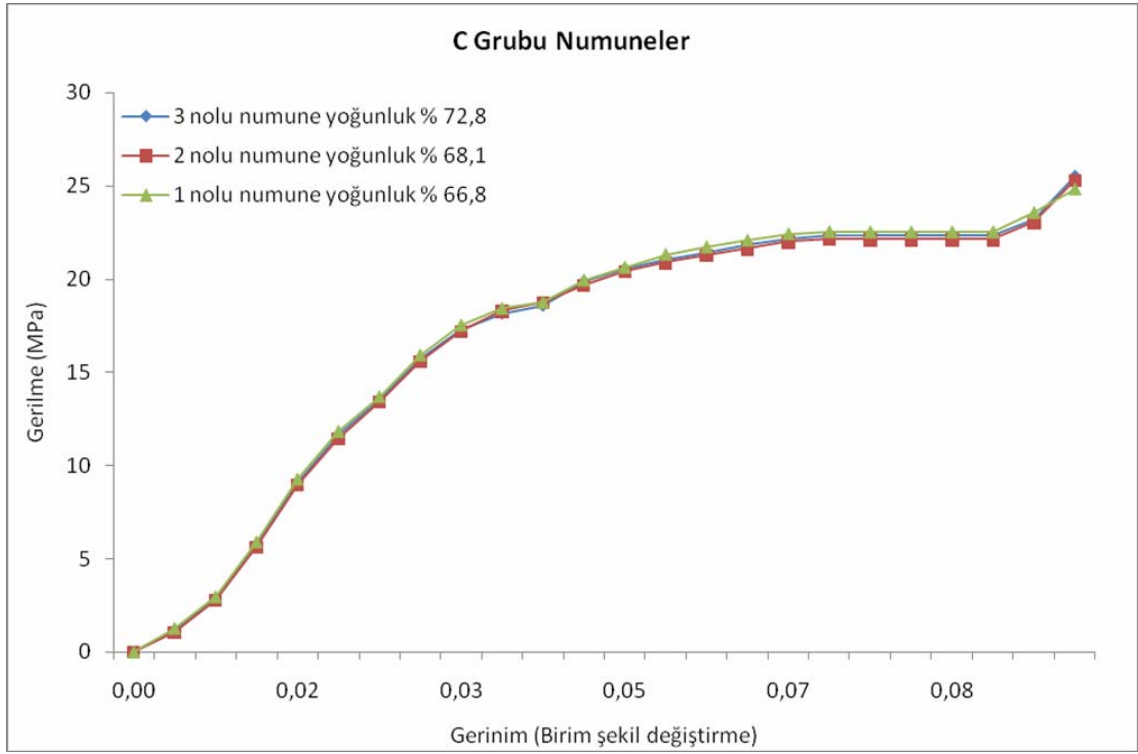


Şekil 6.11. A grubu numunelere ait gerilme-birim şekil değiştirme diyagramı

A grubu numunelerinden elde edilen diyagramı incelediğimizde; üç numunenin basma değerlerinin çok küçük farklılıklarla birlikte birbirine çok yakın olduğu görölmektedir. Basma deneyi diyagramlarının birbirine benzer çıkması, numunelerin aynı malzemeden imal edilmiş ve birbirlerine yakın yoğunlukta olmasından kaynaklandığını göstermektedir.

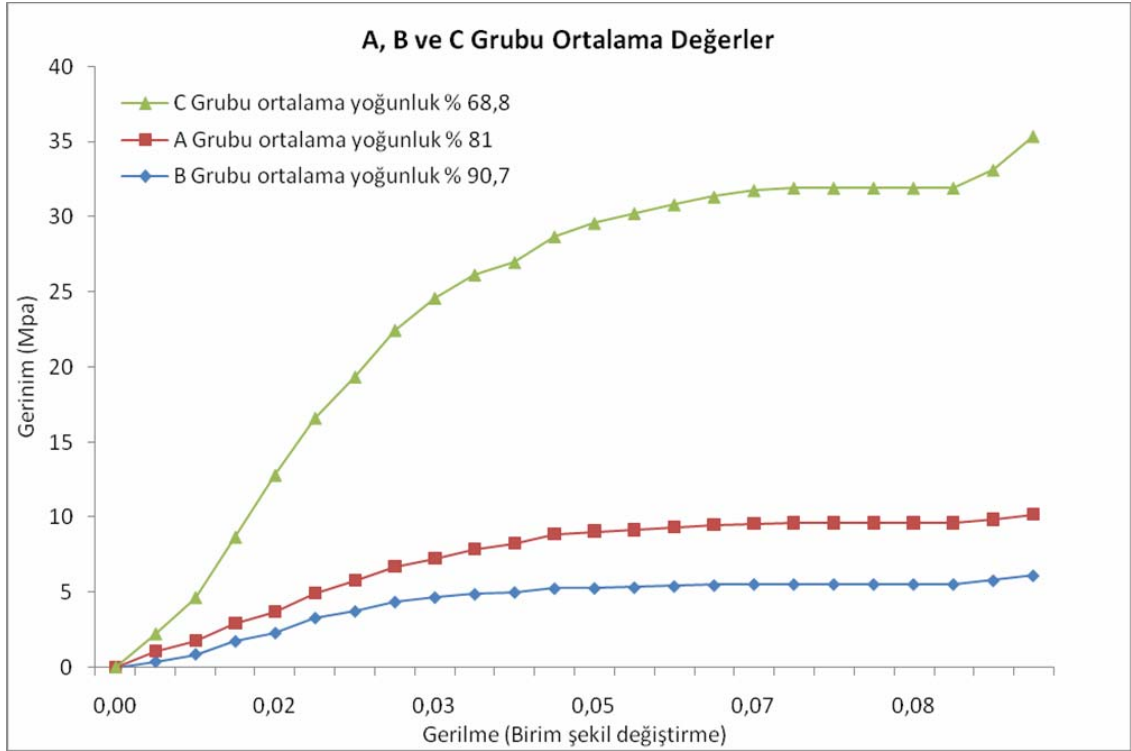


Şekil 6.12. B grubu numunelere ait gerilme-birim uzama diyagramı



Şekil 6.13. C grubu numunelere ait gerilme-birim uzama diyagramı

B ve C grubu numunelerinden elde edilen diyagramları incelediğimizde; her iki grup numunelerin basma değerlerinin çok küçük farklılıklarla birlikte birbirlerine çok yakın olduğu görülmektedir. Basma deneyi diyagramlarının birbirine benzer çıkması, numunelerin aynı malzemeden imal edilmiş ve hemen hemen eşit yoğunlukta olmasından kaynaklandığını göstermektedir.



Şekil 6.14. A, B ve C grubu numunelerin ortalama değerlerde karşılaştırmalı gerilme-birim uzama diyagramları

Şekil 6.14’de A, B ve C grubu numunelerin ortalama değerlerde karşılaştırmalı gerilme-birim şekil değiştirme diyagramları incelendiğinde gözenek oranlarının (ppi) ve telcik çaplarının elastikiyet modülünde etkili oldukları görülmektedir. Artan gözenek oranlarıyla doğru orantılı olarak, gerilmenin de arttığı görülmektedir. Ancak B grubu numunelerin gözenek oranının A grubu numunelerin oranından yüksek olmasına rağmen A grubu numunelerin gerilme değerlerinin daha yüksek olmasının sebebi telcik çaplarının daha kalın kesitli olmasına bağlanabilir. C grubu numunelerin diyagramı incelendiğinde ise gerilme değerlerinin hem gözenek oranı hem de telcik kesitine bağlı olarak yükseldiği görülmektedir. Bu sonuç, istenilen gerilme değerlerinin, gözenek boyutlarına ve telcik kesitlerine bağlı olarak kontrol edilebilmesine imkân sunduğunu göstermesi açısından önemlidir. Tablo 6.4’de Çeşitli malzemelerden, gözenekli ve dolu yapıda üretilmiş bazı biyomalzemelerin ve kemiğin yoğunlukları ve elastik modülleri bu çalışmada bulunan sonuçlarla birlikte verilmiştir.

Tablo 6.4. Çeşitli alaşımlardan gözenekli ve gözeneksiz olarak üretilmiş numunelere ait bazı değerler

İmplant Malzemesi	Yapı Şekli	Tam Yoğunluk (gr/cm ³) ρ_{Tam}	Elastikiyet Modülü (GPa)	Basma Gerilmesi (σ_b) (MPa)	Gözeneklilik Miktarı (%)	Kaynak
Co-Cr-Mo	Gözeneksiz	8.3-8.6	200-230	275-1585	-	(Long, 1998)
316L	Gözeneksiz	8	200	170-750	-	(Long, 1998)
Ti-6Al-4V	Gözeneksiz	-	110	850-900	-	(Long, 1998)
Hidroksiapatit	Gözeneksiz	3.2	-	279	-	(Sarsılmaz, 2001)
Ni-21Cr-9Mo-4Nb	Gözenekli	-	0.77-1.87	1.28-3.48	6.84-10.71	(Quelheillalt, 2004)
Ni-Cr-Mo	Gözenekli	8.8	0.078-0.54	2.05-13,54	68.8-90.7	Bu çalışma
Kemik (Çeşitli)	Gözenekli	2.1	10-40	20	5-95	(Long,1998)

Tablo 6.4'ü incelediğimizde gözenekli ve gözeneksiz (dolu) yapıda üretilmiş malzemeler arasında elastikiyet modülü ve basma gerilmesi değerleri arasında çok büyük değerlerde farklılıklar olduğu görülmektedir. Kemiğin yoğunluğu, elastikiyet modülü ve basma gerilmesi değerlerine bakıldığında metal biyomalzemeler ile çok farklı değerlere sahip olduğu görülüyor. Kemiğin yoğunluğu incelendiğinde tam yoğunluk olarak 2.1 gr/cm³ değeri ile metal biyomalzemelere nazaran yoğunluğunu az olduğu görülmektedir. Ancak bu hafifliği ile birlikte sergilemiş olduğu elastikiyet modülü ve basma gerilmesi değerlerinin diğer metal gözenekli malzemelere göre çok yüksek olması, kemik yapısının çok sağlam bir yapıda olduğunu göstermektedir. Kemiğin gözeneklilik oranları bulunduğu yere değişmektedir (Martin, 1999). Kemiğin aşırı basma ve kırılma kuvvetine maruz kalan kısımları incelendiğinde gözeneklilik oranlarının düşük olduğu, dolayısı ile basma dayanımının ve elastik modülünün yüksek olduğu görülmektedir. Gözenekli olarak üretilen malzemelere bakıldığında ise; gözeneksiz olarak üretilmiş malzemelere göre, yoğunluk, elastikiyet ve gerilme değerleri bakımından kemiğin davranışlarına yakın bir davranış sergiledikleri görülmektedir. Bu değerler gözenekli yapıların biyomalzeme kullanımı bakımından daha uygun olduklarını gösteriyor. Ayrıca gözenekli olarak, poliüretan köpük model yöntemi kullanılarak üretilmiş Ni-Cr-Mo ve Ni-21Cr-9Mo-4Nb alaşımlarını incelediğimizde yüzde gözeneklilik miktarı ve telcik kesitlerine bağlı olarak malzemelerin basma gerilmesi ve elastikiyet modülünün kontrol edilebileceği ve kemiğin mekanik davranışlarına yakın özellikler sergileyebileceği görülmüştür.

6.2. Biyolojik Sonuçlar

6.2.1. Radyografi Sonuçları

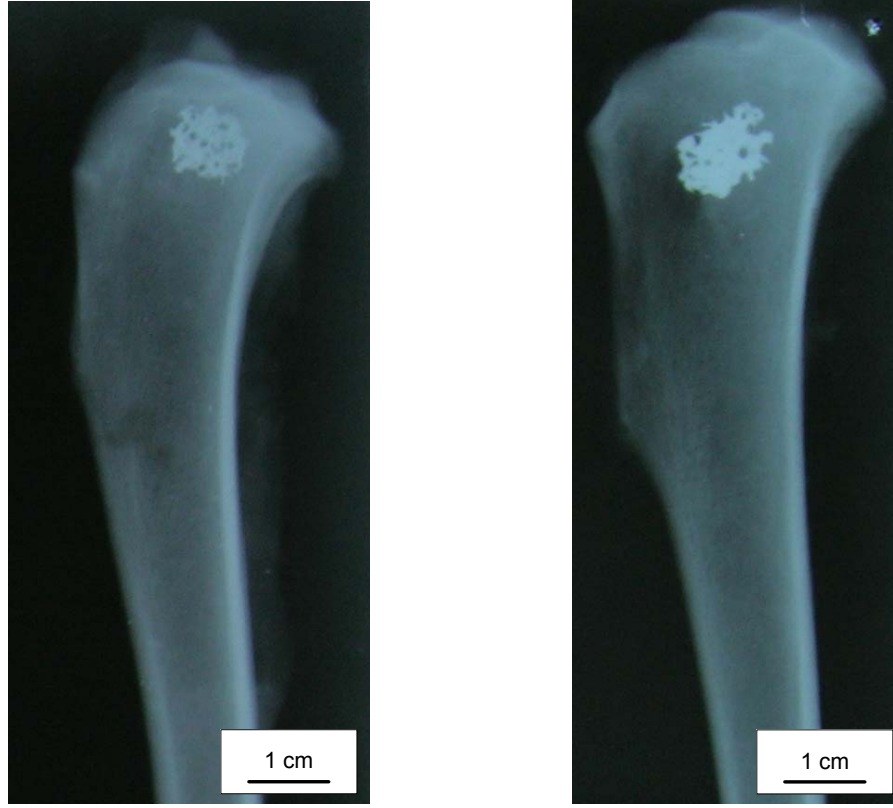
İmplantasyondan sonraki iki, dört ve altı aylık zaman dilimleri içerisinde implantın periyodik olarak radyografik kontrolleri yapılmıştır. İmplantların kemiklerde duruş pozisyonları izlendi. İmplantların uygulandığı olguların iki, dört ve altı aylık dönemlerine ait radyografiler Şekil 6.15-17'de gösterilmiştir. Alınan radyografilerden bütün kemiklerin patolojik bir görünüm oluşturmadığı ve metallerin kemiklerde herhangi bir reaksiyona yol açmadığı izlenmiştir.



Şekil 6.15. 2 ay sonunda deneklerden alınan radyografi görüntüleri



Şekil 6.16. 4 ay sonunda deneklerden alınan radyografi görüntüleri

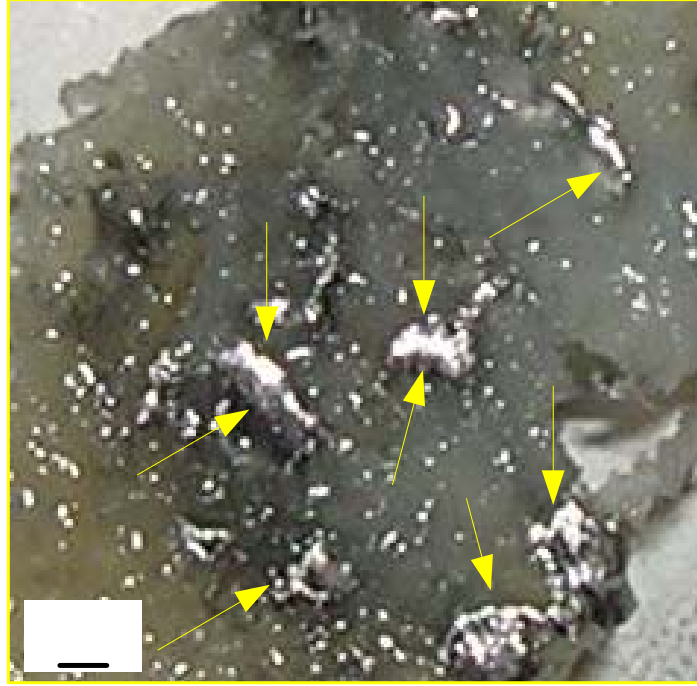


Şekil 6.17. 6 ay sonunda deneklerden alınan radyografi görüntüleri

6.2.2. Histopatolojik Sonuçlar

6.2.2.1. Makroskopi

2, 4 ve 6. ayını tamamlayan bütün olguların ötenaziden sonra alınan tibialarının makroskopik incelemelerinde, implantların uygulandığı bölgenin ve implant gözeneklerinin kemik dokusuyla tamamen kapatılmış olduğu saptandı. Şekil 6.18’ de implantın kesit görüntüsünde gözeneklerin kemik dokusu ile dolduğu görülmektedir. Her bir denek ile ilgili bulgular sırasıyla aşağıda verilmiştir.



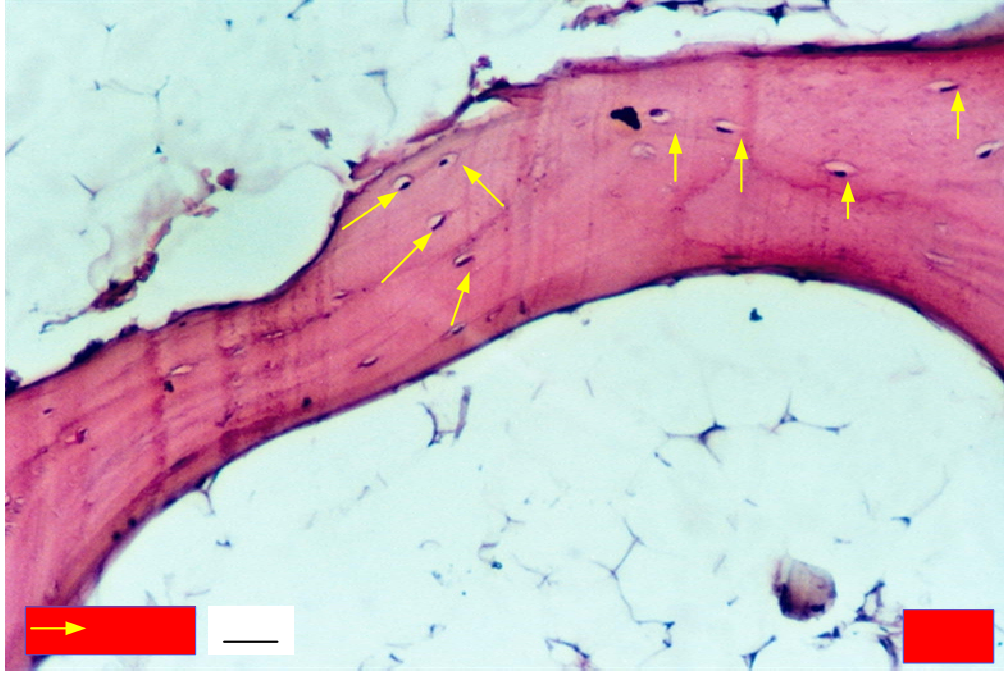
Şekil 6.18. Ni-Cr-Mo (sarı renkli oklarla gösterilmiş beyaz renkli kısımlar) gözenekleri içinde kemik ve doku gelişimi (gri renkli kısımlar)

6.2.2.2. Mikroskopi

İmplant sonrası ışıklı optik mikroskobu incelemesi sonucunda; implant sonrası alınan tüm doku gruplarında periotta herhangi bir immünolojik reaksiyon ve hücre infiltrasyonu izlenmedi. 2. aydan başlayarak 6. aya kadar olan sürede giderek osteoblastik aktivitenin arttığı, osteositlerin giderek belirginleştiği ve 6. Ay sonunda normal kemik dokusuna ulaştığı görüldü.

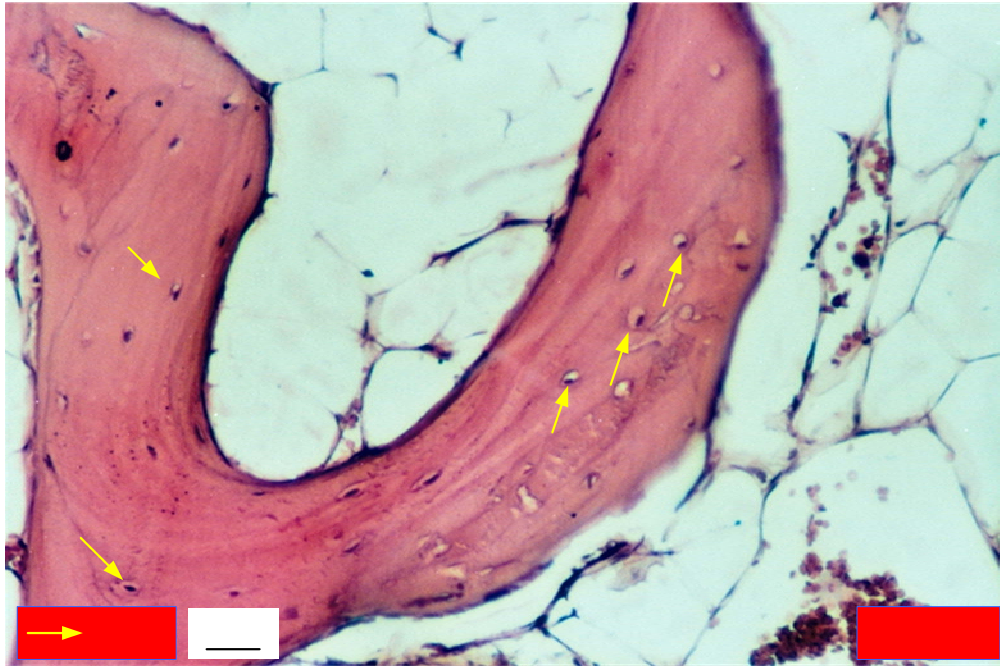
Bütün olgulardan alınan kemik örneklerinin hiçbirinde aktif iltihap, kronik iltihap, osteomyelit (kemik iltihabı), yabancı cisim granülomları, dev hücre reaksiyonları ve Benign veya Malign bir tümör ile belirgin doku nekrozu izlenmemiştir. Sonuç olarak; bu çalışmada kullanılan alaşıma karşı patolojik reaksiyon ve uyumsuzluğa rastlanmamıştır. Yapılan incelemelerden alınan resimler ve yorumları aşağıda sırasıyla verilmiştir.

1 mm



Şekil 6.19. 2. ay sonunda ki ışık mikroskobu görüntüsü

Şekil 6.19’ da osteosit sayısının az olduğu izlenmekte ve belirgin bir osteoblastik aktivite görülmemektedir.



Şekil 6.20. 2. ay sonunda diğer bir ışık mikroskobu görüntüsü

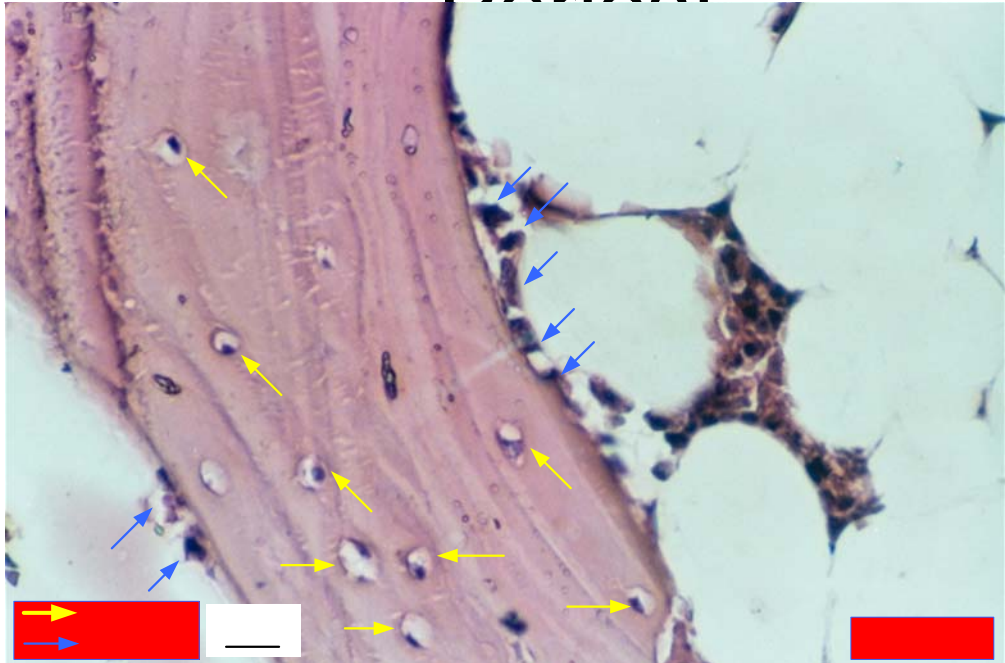
Şekil 6.20’ de yine 2. ay sonunda osteosit sayısının ve osteoblastik aktivitenin az olduğu görülmektedir.



Şekil 6.21. 4. ay sonunda ki ışık mikroskobu görüntüsü

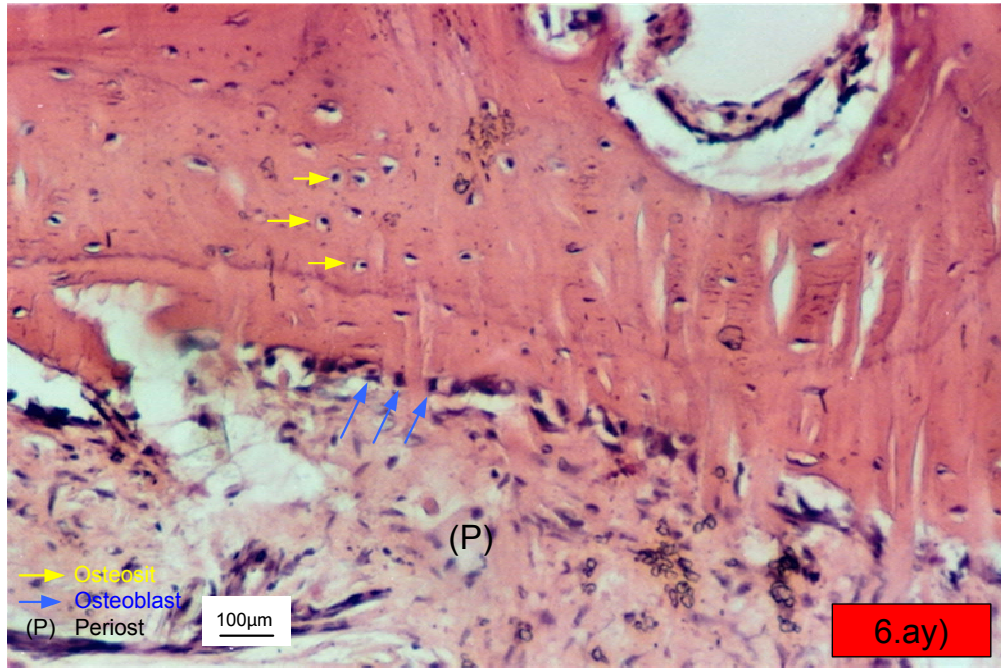
Şekil 6.21’de periostta immünolojik reaksiyon görülmemektedir. Osteoblastik aktivitenin oluştuğu görülmektedir. 2 aylık resimlere göre osteositlerin daha fazla oldukları görülmektedir.

Periost



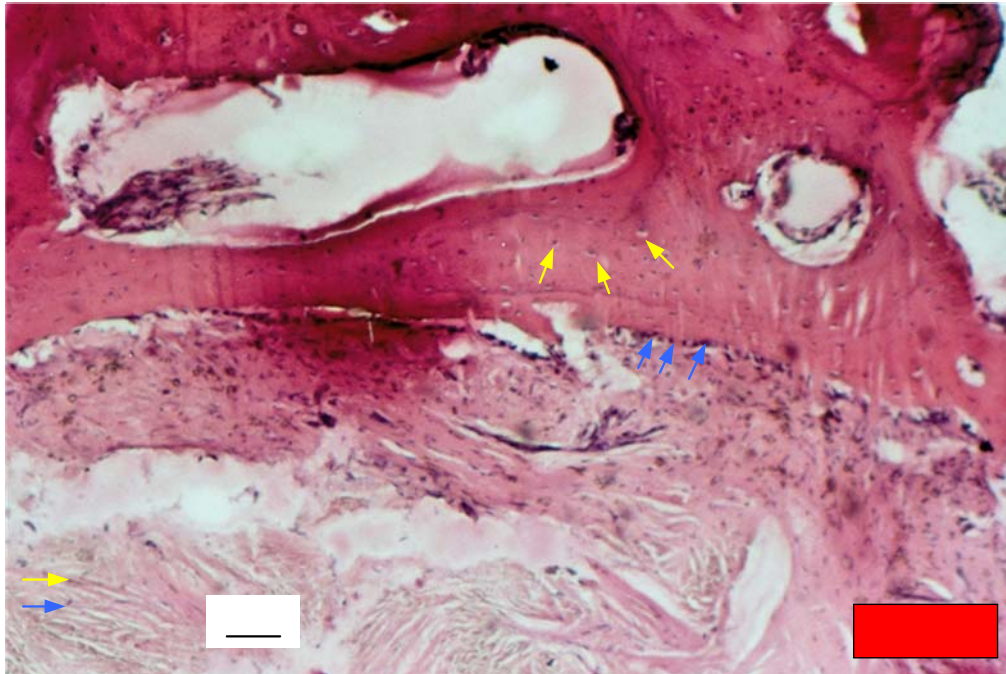
Şekil 6.22. 4. ay sonunda diğer bir ışık mikroskobu görüntüsü

Şekil 6.22’de 4. Ay sonunda artık osteoblastlar oldukça belirgin bir şekilde görülmektedir.



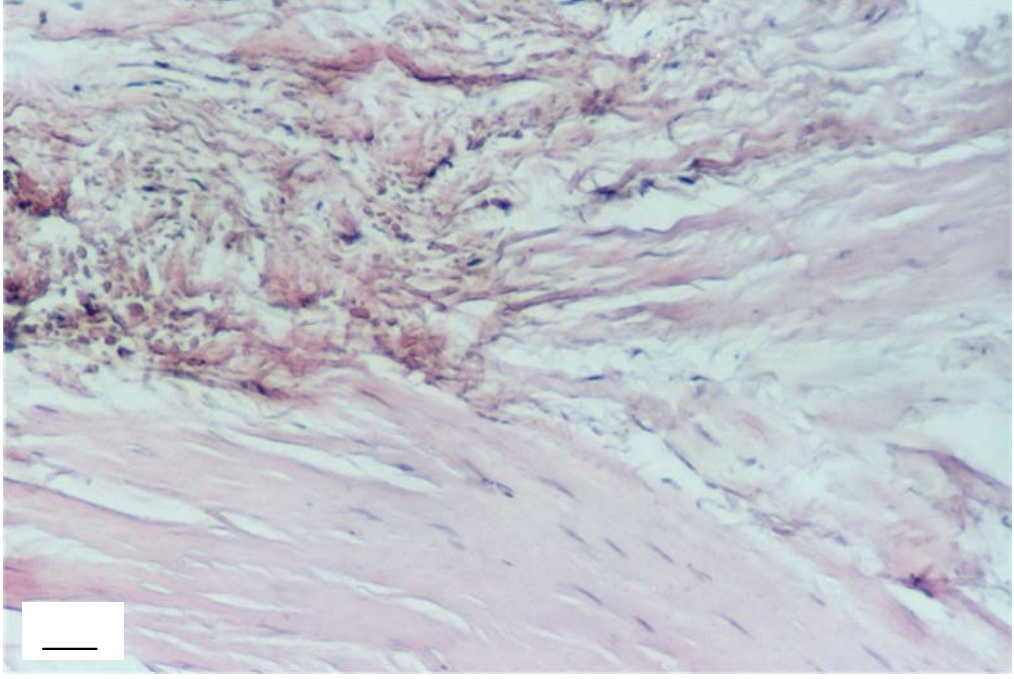
Şekil 6.23. 6. ay sonunda ki ışık mikroskobu görüntüsü

Şekil 6.23’de normal kemik dokusu yapısı, osteoblastik aktivite belirgin ve implant sonrası 6. ayda herhangi bir immünolojik reaksiyon göstermeyen sağlıklı periost yapısı görülmektedir.



Şekil 6.24. 6. ay sonunda ki periost ve spongioz kemik mikroyapısı

Şekil 6.24’de normal periost ve spongioz kemik yapısı görülmektedir.



Şekil 6.25. 6. ay sonunda periost ışık mikroskop görüntüsü

Şekil 6.25’de periost bölgesinde herhangi bir immünolojik reaksiyon ve hücre infiltrasyonu gözlenmedi.

100µm

7. GENEL SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada; ortopedik ve dişçilik alanında yaygın olarak kullanılan Ni esaslı Ni-Cr-Mo alaşımının hassas döküm yöntemiyle, açık gözenekli bir yapıda üretilebilirliği ve gözenek boyutu ile telcik kalınlıklarının kontrol edilebilirliği araştırılmıştır. Ayrıca üretilen numuneler çeşitli sürelerde kobaylara implant edilerek in vivo şartlarda biyouyum süreci gözlemlenmiş ve aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Ni-Cr-Mo-Si alaşımı olan bir malzemenin savurmalı döküm cihazında, hassas döküm yöntemi ile açık gözenekli yapıda ve % 66,8 ila % 91,5 yoğunluk aralığında, ikinci bir işleme gerek kalmadan nihai şekli ile başarılı bir şekilde üretilebileceği görülmüştür.
2. Poliüretan köpük model kullanımına bağlı olarak üniform yapıda gözenekler elde edilmiştir. Tüm gözenekler model olarak kullanılan poliüretan köpük gözenekleriyle benzerdir.
3. Savurmalı döküm cihazında, hassas döküm yöntemi ile üretilen numunelerin gözenek boyutları ve telcik kesitlerinin kontrol edilebilirliği gösterilmiştir.
4. Döküm işlemi sonucunda numune üzerinde yapılan mikroyapı incelemeleri sonucunda alaşımın dentritik bir yapı sergilediği görülmüştür. Numunenin matrisini ağırlıklı olarak Ni-Cr oluştururken, Mo ve Si matris içinde çökelerek homojen bir dağılımla adacıklar şeklinde teşekkül ettiği anlaşılmaktadır.
5. Numunelerin yoğunluk değerleri incelendiğinde, nispi yoğunluğun artan gözenek boyutu ve telcik kesiti ile ilgili olduğu görülmüştür.
6. Gözenekli numunelere uygulanan basma testleri sonucunda; gözenek boyutu ve telcik kalınlıklarının elastikiyet modülünün belirlenmesi üzerinde önemli rol oynadığı görülmüştür. Buna bağlı olarak en yüksek elastikiyet modülünü en küçük gözenekli ve telcik kesiti nispeten kalın olan numune gösterirken, en düşük elastikiyet modülünü telcik kesiti en ince ve gözenek boyutu nispeten büyük olan numune göstermiştir.
7. Yapılan mikrosertlik incelemeleri sonucunda Mo-Si elementlerinin yoğunlaştığı bölgede mikrosertliğin, Ni-Cr elementlerinin yoğun olduğu bölgeye nazaran daha yüksek olduğu görülmüştür.
8. İmplantasyon işlemi ile deneklere yerleştirilen açık gözenekli numuneler 2, 4 ve 6 ay sonlarında cerrahi müdahale ile bulundukları ortamdan etrafındaki oluşan kemik doku ile beraber çıkarılmıştır. Bu numuneler üzerinde yapılan makroskopik incelemelerde gözenekli yapının ve numune çevresindeki boşluğun yumuşak ve sert doku ile tamamen kaplandığı görülmüştür.

9. Bu çalışmada kullanılan Ni-Cr-Mo alaşımına karşı patolojik bir duruma rastlanmamıştır. Elde edilen histopatolojik, mikroskopik ve radyografik bulgular genellikle Ni-Cr-Mo alaşımının biyouyumlu olduğunu göstermektedir.

10. Yumuşak ve sert dokunun gelişip implantın gözeneklerini doldurması, kemiğin implanta fıkse olması açısından, implant gözenek boyutlarının uygun olduğunu göstermiştir.

11. İmplant çevresi ve gözeneklerindeki bölgede yeni oluşan genç kemik hücrelerinin (Osteoblastik aktivite) zamanla olgun kemik hücrelerine (Osteosit) dönüştüğü ve sağlıklı bir şekilde zamanla doğru orantılı olarak giderek arttığı tespit edilmiştir.

- İleride yapılacak çalışmalarda; gözenek boyutu ve telcik kesitlerine bağlı olarak elastikiyet modülünün kemiğin elastikiyet modülüne yakın değerlerde üretimi üzerine araştırmalar yapılabilir.

- Aynı üretim metodu ile kimyasal bileşim değiştirilip implant olarak üretimi üzerine çalışmalar yapılabilir.

- Değişik gözenek boyutu ve telcik kesitlerinde üretilen numunelerin basma değerleri ve elastikiyet modülü üzerine etkilerini araştıran bir çalışma yapılabilir.

KAYNAKLAR

1. Akdoğan, G., 1998, Ti-6Al-4V Alaşımının Biokorozyon ve Biouyumluluk Özelliklerinin Araştırılması”, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.
2. Becker, B. S., Bolton J. D., 1999, Effect of Powder Morphology and Sintering Atmosphere on The Structure-Property Relationships in PM Processed Co-Cr-Mo Alloys Intended for Surgical Implants ASTM Special Technical Publication, 1365, 47-61.
3. Becker, B.S., Bolton, J.D., 1995, Production of Porous Sintered Co-Cr-Mo Alloys for Possible Surgical Implant Applications, Powder Metallurgy, 38,4, 305-313.
4. Becker, B.S., Bolton, J.D., Youseffi, M., 1995, Production of Porous Sintered Co-Cr-Mo Alloys for Possible Surgical Implant Applications, Powder Metallurgy, 38, 3, 201-208.
5. Bonfield, W., 1987, Materials for Replacement of Osteoarthritic Hip Joints, Metals and Materials, Volume 3, No: 12, s.712
6. Branemark, P.I., 1983, Osteointegration and its Experimental Background, Journal Prosthet Dent, Volume 50, s.399-410.
7. Browne, M., and Gregson, P.J., 1993, Surface Modification of Titanium Alloy Implants, Biomaterials, 15, 11, 894-898.
8. Buehler, W.J., Gilfrich, J.V., and Wiley, R.C., 1963, Effect of Low Temperature Phase Changes on The Mech. Properties of Alloys Near Composition Ti-Ni, Jour. Appl. Phys. Volume 34, s.1475-1477.
9. Ceylan, M., vd., 1997, Investigation of the Casting Microstructure of a Base Cr-Ni-Mo Duplex Alloy, Journal of Materials Processing Technology 69, 238-246
10. Clemow, J. T., Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Koeneman, J., & Anderson, J., (1981), J. Biomed Material Research Volume 15, s.73.
11. Curran, D., 2001 Metal Foams Handouts, Cambridge University Press.
12. Curran, D., 2002 Metal Foams Handouts, Cambridge University Press.
13. Duerig, T.W., Melton, K.N., Stockel, D., and Wayman, C.M., 1990, Engineering Aspects of Shape Memory Alloys, Butterworth-Heinemann, London/UK., Eds.
14. Erdoğan, M., Malzeme Bilimi ve Mühendislik Malzemeleri. Cilt 2., Nobel yayınları
15. Fisher, J., 2001, Biomedical Applications, by CRC press LLC.
16. Gibson, L. J., & Ashby, M. F., 1997, Cellular Solids: Structure and Properties (Second Edition). Cambridge University Press.
17. Gümüşderelioğlu, M., 2002, Biomalzemeler, Bilim ve Teknik Dergisi, 7 (2002) 2-4, 23, TÜBİTAK.

18. Jacobs, J.J., Latanision, R.M., Rose, R.M., Veeck, S.J., 1990, Effect of Porous Coating Processing on The Corrosion Behavior of Cast Co-Cr-Mo Surgical Implant Alloys, *Journal of Orthopaedic Research*, 6, 874-882.
19. Jiang, Q.C., Fang, J.R., Guan, Q.F., 2001, Thermomechanical Fatigue Behavior of Cr-Ni-Mo Cast Hot Work Die Steel. *Scripta Materialia* 45, 199-204
20. Langer, R., Cima, L.G., Tamada, J.A. ve Wintermantel, E., 1990, Future Directions in Biomaterials, *Biomaterials*, Vol. 11, s. 742
21. Li, B. Y., Rong, L. J., Li, Y. Y., Gjunter, V. E., (2000), Synthesis of porous Ni – Ti Shape Memory by Self–Propagating High–Temperature Synthesis: Reaction mechanism and Anisotropy in Pore Structure, *Acta Materialia*, 48. s. 3895 – 3904.
22. Liu, Mo, Troczynski, T., Tseng, W. J., 2001, Water-Based Sol-Gel Synthesis of Hydroxyapatite: Process Development, *Biomaterials*, 22 (2001) 1721-1730
23. Long, M., Rack, H.J., (1998), Titanium alloys in total joint replacement-a materials science perspective, *Biomaterials* 19 (1998) 1621-1639
24. Matkovi, T., Slokar, L., Matkovi, P., 2005, Structure and Properties of Biomedical Co-Cr-Ti Alloys, *Journal of Alloys and Compounds*
25. Park, J.B., Kim, Y.K., 2000, “Metallic Biomaterials, The Biomedical Engineering Handbook”, Second Edition, CRC Press LLC.
26. Pasinli, A., Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler, 1999, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, Sayı 4, s. 25-34.
27. Rastoker, W., 1979, Materials For Human İmplantation, *Journal of Biomechanical Engineering*, Volume 101, s.9.
28. Reclaru L., Lu H., Eschlara P.Y., Blattera A., Suszc C., 2005, Corrosion Behaviour of Cobalt-Chromium Dental Allaoyes Doped With Precious Metals, *Biomaterials* v.26 s.4358-4365
29. Sarsılmaz F., 2003, Polimer- Hidroksiapatit Kompozitlerinin Ortopedik Biyomalzeme Olarak Kullanılmasının Araştırılması, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, , Elazığ, Yüksek Lisans Tezi, 5-6.
30. Sarsılmaz, F., 2000, Biyomalzemeler, Yüksek Lisans Semineri, Fırat Üniversitesi, Elazığ
31. Shin, J.C., Doh, J.M., Yoon, J.K., Lee, D.Y., Kim, J.S., 2003, Effect of Molybdenum on The Microstructure and Wear Resistance of Cobalt-Base Satellite Hardfacing Alloys, *Surface and Coatings Technology* 166 (117–126).
32. Somunkıran, İ., 2006, Kobalt Esaslı Alaşımların Toz Metalurjisi Yöntemiyle Üretimi, Mikroyapı ve Mekanik Özelliklerinin Araştırılması, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ, Doktora Tezi

33. Suchanek, W. and Yoshimura, M. 1998. Processing and Properties of Hydroxyapatite Based Biomaterial For Use as Hard Tissue Replacement Implants. *Journal of Materials Research*, 1-24.
34. Taş, A.C., 2000, Synthesis of Biomimetic Ca-Hydroxyapatite Powders at 37 °C in Synthetic Body Fluids, *Biomaterials*, 21, 1429–1438.
35. Tsuruga, E., Takita, H., Itoh, H., & Koboki, Y., (1997), Pore Size of Porous Hydroxyapatite as The Cell-Substratum Controls BMP-Induced Osteogenesis. *Biochem* 121(2), s.317.
36. Wang, K.K., Berlin, R.M., Gustavson, L.J., 1999, Dispersion Strengthened Co-Cr-Mo Alloy for Medical Implants, ASTM Special Technical Publication, 1365, 89-97.
37. Wen, C. E., Mabuchi, M., Yamada, Y., Shimojima, K., Chino, Y. & Asahina, T., (2001), Processing of Biocompatible Porous Ti and Mg. *Scripta Materialia* 45(2001). S. 1147-1153.
38. Williams, D.F., 1982, *Biocompatibility in Clinical Practice*, Boca Raton, F.L. CRC Press.,
39. Williams, D.F., 1991, *Materials for Surgical Implants*. *Met. Mater.* 1, 24-29.
40. Yamada, Y., vd., 2000, Effects of Heat Treatment on Compressive Properties of AZ91 Mg and SG91A Al Foams With Open-Cell Structure, *Material Science and Engineering A280*, s. 225 – 228
41. Zardiackas, L. D., Dillon, L. D., Mitchell, D.W., Nunnery, L. A., & Poggie, R., (2001), Structure, Metallurgy, and Mechanical Properties of a Porous Tantalum Foam *J. Biomed Mater Research* 58(2),180

ÖZGEÇMİŞ

1966 yılında Batman’da doğan Yusuf Er ilk ve orta öğrenimini Seydişehir’de tamamladı. 1980 yılında Bursa Tophane Endüstri Meslek Lisesi Kalıp bölümünden Mezun oldu. 1985 yılında Gazi Ü. Erkek Sanat Yüksek Öğretmen Okulu Kalıp Bölümünden mezun olarak, 1986 Yılında Elazığ Merkez Endüstri Meslek Lisesi Tesviye bölümü öğretmeni olarak atandı. 1987 yılında Çıraklık Eğitim Merkezinin kuruluşunda görev alarak müdür yardımcılığı görevi yaptı. 2002 yılında Fırat üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Mekanik Metalurji Anabilim Dalında yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2003 yılında doktora eğitimine başlayan Yusuf Er evli ve bir çocuk babasıdır.