

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Prof. Dr. Sabriye Pişkin

Prof. Dr. Salih DINCER

Prof. Dr. Muzeyyen MARŞOĞLU

Spk
Tali Dincer

**ORTOPEDİK METALİK İMPLANT Co-Cr-Mo
ALAŞIMININ KOROZYON DAVRANIŞININ
ELEKTROKİMYASAL YÖNTEMLE
İNCELENMESİ**

Kimya Müh. Fatma ÖZÇELİK

F.B.E. Kimya Mühendisliği Anabilim Dalında

Hazırlanan

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Sabriye PİŞKİN

67864

İSTANBUL, 1997

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	III
ÖZET.....	IV
SUMMARY.....	V
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİ	4
2.1. İmplant Malzemelere Giriş	4
2.2. Tarihi Gelişimi	7
2.3. İnsan Vücudunda Kullanılan İmplant Malzemeler	7
2.4. Kobalt Bazlı Alaşımlar	10
2.4.1. Kobalt Bazlı Alaşımların Özellikleri	10
2.5. Korozyon	12
2.5.1. Korozyonun Elektrokimyasal Oluşum Düzenleri	12
2.5.2. Havalandırılmış Nötr ve Bazik Ortamlarda (pH >4) Korozyon	16
2.5.3. Havalandırılmış Asit Ortamlarda (pH <4) Korozyon	16
2.6. Korozyon Türleri	17
2.6.1. Aralık Korozyonu	17
2.6.2. Oyuklanma Korozyonu	17
2.6.3. Tane Sınırı Korozyonu	18
2.6.4. Galvanik Korozyon	18
2.6.5. Gerilmeli Çatlak Korozyonu	18
2.6.6. Korozyonlu Yorulma	19
2.6.7. Sürtünme Korozyonu	19
3. NUMUNE VE KULLANILAN YÖNTEMLER	20
3.1. Numune	20
3.2. Numune Hazırlama Yöntemi	21
3.2.1. Numune Alınması	21
3.2.2. Numuneyi Kalıplama	21
3.2.3. Numunenin Parlatılması	22

3.3. Potansiyodinamik Polarizasyon Ölçme Yöntemi	23
3.4. İç Yapı Bileşenlerinin Analizi (Optik Mikroskop)	24
3.5. Ağır Metal Tayini (ICP)	25
4. DENEYSEL DÜZENEK VE DENEY ŞARTLARI	27
4.1. Deney Düzenegi	27
4.2. Çalışma Elektrodu	28
4.3. Referans Elektrot	28
4.4. Yardımcı Elektrot	28
4.5. Bir Deneyin Gerçekleştirilmesi	29
5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	30
6. SONUÇLAR	38
KAYNAKLAR	40
ÖZGEÇMİŞ	

TEŞEKKÜR

Tez çalıŐmalarım sırasında beni yönlendirerek her türlü yardım ve ilgiyi gösteren tez danıŐmanım Sayın Prof. Dr. Sabriye PİŞKİN'e, bölüm baŐkanımız Sayın Prof.Dr. Salih DİNÇER'e, benden yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Müzeyyen MARŞOĞLU ve Doç. Dr. Esen BOLAT'a, deneysel çalıŐmaların yapılmasına olanak sağlayan TÜBİTAK-MAM Malzeme ve Kimya Teknolojileri Araştırma Enstitüsü Malzeme Bölümü bölüm baŐkanı Doç. Dr. Tarık BAYKARA'ya, deneysel çalıŐmalarım sırasında yardımlarını esirgemeyen Havva KAZDAL ZEYTİN, Sabri TUNCEL, Canpolat ÖZDEN, Onur BARAN, Ahmet MANTAROĞLU ve Demir BOYĐOLU'na, beni her zaman destekleyip teŐvik eden aileme ve tez çalıŐmalarım sırasında benden manevi ve maddi yardımlarını esirgemeyen canım arkadaŐlarıma teşekkür ederim.

ÖZET

Günümüzde insan vücudunda meydana gelen sakatlanmaların ve fonksiyonunu kaybeden organlarının yerine implant malzemelerin kullanımı artmaktadır. Bu nedenle kullanılacağı yere uygun fiziksel özelliklere ve kimyasal dayanıma sahip malzeme arayışları içine girilmiştir. Korozyon olayı implant malzemelerin mekanik dayanımlarını düşürmesinin yanı sıra korozyon ürünleri; malzemeyle temasta bulunan dokulara yayılmakta ve vücut tarafından dışarı atılamamaktadır. Bu ürünler insan sağlığını tehlikeye sokabildiği için korozyon dayanımı yüksek malzeme arayışı içine girilmiştir.

Bu çalışmada metalik implant kalitesinde ASTM F75 standartına göre dökülmüş Co-Cr-Mo alaşımının korozyon potansiyeli atmosfere açık Hank çözeltisinde 6 mV/dak tarama hızı ile ölçülmüştür. Vücutta meydana gelen enfeksiyonlar sonucu pH değeri değişmekte olduğundan deneyler pH: 4-7-9'da gerçekleştirilmiştir. Oyulma potansiyelleri, bazik ortama doğru fazla olmamakla beraber az bir artış göstermiştir. Co-Cr-Mo alaşımı tane sınırı korozyonuna uğramakla beraber 316L östenitik paslanmaz çelikten daha yüksek korozyon direncine sahiptir.

SUMMARY

Today, a rapid growth is taking place in the use of implant material for the organs malfunctioning or injured. For this reason, search is done for material with physical properties and chemical resistance suitable for replacement of organs. Corrosion causes decrease in mechanical resistance of implant material; in addition, corrosion products spread into tissues which get in touch with implant material and these products can't be thrown out of body. Since these products are dangerous to human health search is done for material with high corrosion resistance.

In this study, the corrosion potential of Co-Cr-Mo alloy according to ASTM F75 at metallic implant quality was measured in open atmosphere Hank solution at 6 mV/min search velocity. The pH value changes as a result of infections in the human body and so, experiments were done at pH values of 4,7 and 9. Pitting potentials showed although not much but a little increase towards basic medium. However Co-Cr-Mo alloy causes particle limit corrosion it has a higher corrosion resistance than 316L austenitic stainless steel.

1. GİRİŞ

İmplant malzemeler tıp, dişçilik, veterinerlik ve eczacılık uygulamalarında kullanılır. Vücut dokusuyla mükemmel bir şekilde temasa geçer ve dokuya içerden aşılır. İmplant malzemeler bazı özelliklere sahip metaller arasından seçilir. Bu özellikler kimyasal, fiziksel, mekanik ve biyolojiktir. Malzemelerin insan vücudunda kullanılabilmesi için sağlıklı, etkili ve güvenilir olmaları gerekir (1).

Cerrahi tekniklerdeki gelişmelerle beraber implant malzemelerde de paralellik izlendiği görülmüştür. Hayvanlar üzerinde yapılan denemeler ve insanlar üzerindeki sınırlı klinik testler, insan kalbinin ve diğer bazı organların yapay organlar ile değiştirilmesinin mümkün olabileceğini kanıtlamıştır. İmplant malzemeler, insan vücuduna yerleştirilip kullanılırken yüksek derecedeki gerilmelerin etkisinde kalmaktadır. Bu yüzden çoğu metalik yapıdadır (2).

En yaygın olarak kullanılan metalik malzemeler; paslanmaz çelikler, Co-Cr-Mo alaşımları ile titanyum ve alaşımlarıdır.

İnsan vücudundaki akışkan (kan), yaklaşık %1'i sodyum klorür ve az miktardaki diğer tuz ve organik bileşenlerden meydana gelmiştir. Bu yüzden insan vücudundaki akışkanın korozif yapısı metalik implant malzemelerde bölgesel korozyona yol açar (2).

İmplant gibi vücuda takılan suni mekanik sistemlerin, görevleri tamamlanmadan vücuttan çıkarılması bu sistemin hasara uğradığını gösterir. Hasarlar genellikle kusurlu tasarım, hatalı imalat ile malzeme seçimi ve cerrahi tekniklerdeki sebeplere bağlı olabilir. Bu sebeplerden bir veya bir kaçına birden bağlı olarak meydana gelebilecek implant hasarlarının korozyon, yorulma ve aşınmaya bağlı olduğunu, vücuttan çıkarılan implantlar üzerinde yapılan çalışmalar göstermiştir (3-7).

Herhangi bir metalin yada cihazın korozyonu iki sebepten dolayı istenmez. Birincisi metalin korozyonu veya indirgenmesidir. Korozyon metalin yapısal olarak zayıflamasına, faaliyetinin azalmasına neden olur. İkincisi korozyondan kaynaklanan ürünlerdir. Bu ürünlerde istenmeyen bir şekilde metal implantın temas ettiği dokuyla ve hatta implanttan uzak bölgelerde bile reaksiyona sebebiyet verir (8).

Metal veya alaşımlar içinde bulunduğu ortam nedeniyle kimyasal veya elektrokimyasal tesirlerle dıştan içe doğru aşınarak korozyona uğrar. Korozyonla metalik malzemeler kısmen veya tamamen devre dışı kalabilir. Bu da insan hayatını tehlikeye atabilir. İnsan vücuduna takılan metalik implant malzemelerinde elektrokimyasal korozyon söz konusudur.

Metalik implantlardaki korozyon klasik daldırma testleriyle ayırt edilememekte ve seçilememektedir. Örneğin; implant malzemesi olarak kullanılacak alaşım, uygun bir çözelti (kan, tuzlu su ya da zayıf asid) içersinde 10 yıl süreyle bekletilecek olursa bu zaman zarfında alaşımda % 0.1'den daha az bir ağırlık değişimi olduğu yapılan araştırmalarda belirtilmiştir. Bu sebeple metalik implantı, kullanılacağı sürede uygun bir şekilde korumak için korozyon prosesleri geliştirilmeli veya hızlandırılmalıdır. Korozyon prosesi olarak hızlı elektrokimyasal yöntemler kullanılmaktadır (8).

Bir çok korozyon olayı bugün elektrokimyasal yöntemlerle açıklanabilmektedir. Kontrol edilen şartlar altında yapılan akım-potansiyel ölçümlerinden; korozyon hızı, kaplamalar, filmler, pasivasyon ve oyuklanma eğilimleri hakkında bir çok bilgi alınabilmektedir. Anodik polarizasyon ile bir metal karakterize edilebilir. Pozitif yönde yapılan potansiyel taramasıyla bir anot gibi davranan metal, ya korozyona uğrayacaktır ya da yüzeyinde bir oksit kaplaması oluşturacaktır. Bu ölçümler metalin sıvı ortamdaki korozyon özelliklerini saptamak için kullanılır. Akım-potansiyel eğrileri bazen birkaç saat sürerken bazı durumlarda birkaç dakikada bitebilmektedir. Metalin pasivasyon eğilimi ve inhibitör veya oksitleyicilerin metal üzerindeki etkileri kolaylıkla bu teknikle belirlenebilir. Değişik metal ve alaşımlarının korozyon özellikleri bu yöntemle karşılaştırmalı olarak öğrenilebilir (9).

60 yıldan fazla bir geçmişi olan östenitik paslanmaz çeliklerinin (10) vücut sıvısı içindeki korozyon dayanımları yetersizdir (11). Karbon miktarının azaltılmasıyla ve bunun yanında azotla molibdenin ilavesiyle korozyon direnci artırılır. Buna rağmen korozyona daha dirençli malzeme arayışları Co ve Ti esaslı implant malzemelerin gelişmesine yol açmıştır (12,13).

Bu nedenle ortopedik Co-Cr-Mo alaşımının Hank çözeltisinde değişik pH değerlerinde 37°C'da elektrokimyasal korozyon davranışları incelenmiştir. Numuneler,

ASTM 75 (8) standartlarına uygun olarak TUBİTAK-MAM Malzeme ve Kimya Araştırma Enstitüsü Malzeme Bölümü'nde hazırlanmıştır ve deneyler burada yapılmıştır.

Döküm Co-Cr-Mo alaşımının; korozyon direncinin östenitik paslanmaz çeliklerden daha iyi, titanyum ve alaşımlarından daha ucuz olması sebebiyle çalışmalarımız bu alaşım üzerinde yapılmıştır.

Burada Hank çözeltisinin (0.80g/l NaCl - 0.14g/l CaCl₂ - 0.40g/l KCl - 0.35g/l NaHCO₃ - 1.00g/l glikoz - 0.10g/l MgCl₂.6H₂O - 0.06g/l Na₂HPO₄.2H₂O - 0.06g/l KH₂PO₄ - 0.06g/l MgSO₄.7H₂O) kullanılmasının nedeni vücut serumuna en yakın sıvı olmasıdır.

Bu tür çalışmalarda ortam şartlarının mümkün olduğu kadar gerçeğe yakınlığı gereklidir (1). Örneğin; pH, sıcaklık, elektrolit kompozisyonu gibi. Klorür iyonlarının malzeme üzerindeki korozyondan sorumlu olduğu düşünülmektedir (14).

pH değişikliklerinin dikkate alınmasının sebebi; insan vücudundaki var olan düzenleyici mekanizmaların; hidrojen iyonu konsantrasyonunu çok dar bir aralıkta dengede tutması (7.35 - 7.45), herhangi cerrahi müdahale sonrası vücuda yerleştirilen implantın yol açtığı enfeksiyonlar sonucunda bu dengenin bozulabilmesidir (14).

pH 4, 7, 9'da potansiyodinamik elektrokimyasal yöntemle Co-Cr-Mo alaşımının elektrokimyasal davranışı incelenerek potansiyel- akım yoğunluğu grafiklerinin çizildiği çalışmada korozyon direncinin 316L östenitik paslanmaz çeliklere göre yüksek olduğu belirlenmiştir.

Anodik polarizasyon sonrası optik mikroskopta incelenen numune yüzeyinde oyuklanma korozyonu görülmekte ve pH:4'te tane sınırları korozyona uğramaktadır. Yüksek akım yoğunluklarında numunede aşırı dağlama etkisi tespit edilmiştir.

2. GENEL BİLGİ

2.1. İMPLANT MALZEMELERE GİRİŞ

Hastalıkların ya da sakatlanmaların tedavisinde bugün çok çeşitli malzemeler kullanılmaktadır. İlk örneği diş dolgularıdır. Canlı dokuya doğrudan temas halinde bulunan ve vücudun herhangi bir organı ile yer değiştirip onun fonksiyonunu yerine getirmeye yarayan suni malzemelere implant malzemeler denir. Bu malzemenin esas görevi vücutla uyumlu olmasıdır yani farmakolojik olarak soy olmalıdır. Buna karşın biyolojik bir sistem tarafından üretilen malzeme, örneğin kemik ya da diş kaplaması, biyolojik malzeme olarak adlandırılır. Suni malzemeler deriyle temas halinde ise örneğin, işitme cihazları gibi, bunlar implant malzeme olarak kabul edilmezler.

Vücuttaki herhangi bir organın hastalık yada travma sonucunda fonksiyonunu yitirmesi, Tablo 2.1.'de gösterilen implant malzemeler yardımı ile yeniden işler hale getirilmeye çalışılır. Tıp dünyasındaki gelişmeler implant malzemelerin bu alandaki rolünü artırmıştır.

Tablo 2.1. İmplant Malzemelerin Kullanımı

Problem	Örnek
Hastalıkların veya Zarar Görmüş Kısımlarının Değiştirilmesi	Suni Kalça Eklemleri, Böbrek Dializ Makinaları
Kemik Kaynatılması	Kemik Plakaları ve Vidaları
Fonksiyonu Artırma	By-pass, Kontak Lens
Estetik Problemler	Göğüs ve Çene Büyütülmesi
Teşhise Yardımcı	Prop ve Sondalar
Tedaviye Yardımcı	Sonda, İltihaplı Yerden Cerahat Çeken Tüp

Malzemenin vücut içindeki performansı bir kaç başlık altında incelenebilir. Tablo 2.1.'de vücuttaki problemlere göre kullanılan malzeme tipleri, Tablo 2.2. ve 2.3.'de ise organlarda kullanılan malzeme çeşitleri, Tablo 2.4.'te ise malzemelerin metal, polimer, seramik ve kompozit olarak sınıflandırılması gösterilmiştir.

Tablo 2.2. Organlardaki İmplant Malzemeler

Organ	Örnek
Kalp	By-pass Sistemi, Suni Kalp Kapakçığı
Akciğer	Oksijen Üreten Makinalar
Göz	Kontak Lens
Kulak	Suni Üzengi Kemigi, Dış Kulağın Yeniden Yapılması
Kemik	Kemik Plakaları
Böbrek	Böbrek Dializ Makinaları
Mesane	Sonda

Tablo 2.3. Vücut Sistemindeki İmplant Malzemeler

Sistem	Örnek
İskelet	Kemik Plakası, Eklem Yeri Değiştirmeleri
Kas	Dikiş
Sindirim	Dikiş
Devri-Daim	Suni Kalp Kapakçığı, Kan Damarları
Solunum	Dikiş, Suni Deri
Üriner	Sonda, Böbrek Dializ Makinası
Sinir Sistemi	Beyinde Toplanan Suyu Çeken Tüp, Kalp Atışlarını Ayarlayan Cihaz

Tablo 2.4. İnsan Vücudunda Kullanılan İmplant Malzemeler

Malzeme	Avantajı	Dezavantajı	Örnek
Polimer			
Naylon	Elastik, İşlenmesi Kolay	Güçlü Değil Deformasyon Degredasyon	Dikişlerde Kan Damarlarında, Kalça Soketlerinde, Kulak, Burun ve Diğer Yumuşak Dokularda
Silikon			
Teflon			
Dakron			
Metaller			
Titanyum	Güçlü, Tok, Sünek	Korozyona Uğrayabilir, Yoğunluğu Fazla	Eklem Değişikliklerinde, Kemik Plaka ve Vidalarında, Diş Kökü İmplantlarında
Paslanmaz Çelik			
Co-Cr Alaşımları			
Altın			
Seramik			
Aluminyum Oksit	Yüksek Biouyum İnert Basınca Dayanımı Yüksek	Kırılğan, Elde Edilmesi Zor, Esnek Değil	Dişçilikte ve Kalça Soketlerinde
Karbon			
Hidroksiapatit			
Kompozitler			
Karbon-Karbon	Güçlü	Elde Edilmesi Zor	Eklem İmplantları, Kalp Kapakçıkları

İmplant malzemelerin vücut içindeki organ ve sistemlerle uyumu, yapısal fonksiyonları, basit kimyasal ve elektriksel fonksiyonları açısından değerlendirilmesi gerekir. Bunun yanında şu an için vücudun daha kompleks organlarında yani beyin, karaciğer, duyu organları gibi kısımlarında implant malzeme kullanılamamaktadır (15).

2.2. TARİHİ GELİŞİMİ

Cerrahi tekniklerdeki gelişmelerle beraber implant malzemelerinde paralellik izlendiği görülmüştür. Yapılan ilk cerrahi uygulamalarda, meydana gelen enfeksiyonlar nedeniyle implant malzemeler başarılı bir şekilde kullanılamamıştır. Vücudun bağışıklık sistemi implant malzemeye tepki gösterdiği zaman meydana gelen enfeksiyonların ilk başarılı örneği iskelet sisteminde gerçekleştirilmiştir. Kemik kaynamalarında kullanılan plakaların ilk örnekleri 1900'lerin başında görülmektedir. Mekanik olarak iyi dizayn edilmemiş bu tip malzemelerin vücut içinde bir süre sonra kırıldığı tespit edilmiştir. Kırılmaların büyük çoğunluğunun nedeni malzemenin çok ince oluşu ve gerilmenin köşelerde konsantre olmasıdır. Bir diğer konu ise, mekanik özellikleri çok iyi olmasına rağmen vanadyum çeliğinin vücut içinde çok çabuk korozyona uğramasıdır. 1930'larda ilk paslanmaz çelik ve Co-Cr alaşımları bu alanda denenmiştir. Uygulamalar oldukça başarılı olmuştur ve ilk defa bir eklem değiştirilmesi yapılmıştır. II. Dünya savaşı sırasında *PMMA*, korneal değiştirmelerinde kullanılan ilk polimerik implant malzemedir. 1950'lerin başında cerrahi tekniklerin gelişmesiyle beraber ilk kan damarı değişikliği gerçekleştirilmiştir. 60'ların başında ise ilk kalp kapakçığı ve kemik içine çimento ile eklem değiştirme uygulaması yapılmıştır (15).

2.3. İNSAN VÜCUDUNDA KULLANILAN İMPLANT MALZEMELER

Suni malzemelerin implant olarak ağız içi uygulamalarda yani dişlerde kullanılmasının 100 seneden fazla bir geçmişi vardır. Bu malzemeler içerisinde amalgam, altın, çimento, porselen ile en çok paslanmaz çelik ve plastikler kullanılmaktadır. Tıp biliminin ilerlemesi ve çeşitlenmesi sonucu implant malzemelerin uygulama alanlarında da kısa bir sürede büyük gelişmeler olmuştur. Günümüzde vidalar, plakalar ve çubuklar çeşitli kırıkların

onarılmasında kullanılmaktadır. Estetik cerrahide genelde sıvı ve katı polimerlerden yararlanılmaktadır. Kan basıncı, nabız hızı ve mesane fonksiyonlarından rahatsızlıkları olan hastaların, bu düzensizlikleri vücutlarına yerleştirilen elektrikli aletlerle giderilmektedir. Rahim içersine yerleştirilen implant nesnelere ilgili uygulamalarda güvenilir sonuçlar elde edilmiş ve arızalanmış kalp kapakçıkları yapay kalp kapakçıkları ile değiştirilmiştir. Hayvanlar üzerinde yapılan denemeler ve insanlar üzerindeki sınırlı klinik testler, insan kalbinin ve diğer bazı organların yapay organlar ile değiştirilmesinin mümkün olabileceğini kanıtlamıştır.

Ancak implant plastikler ve seramikler ile bağıntılı bir takım korozyon problemlerinin olduğu kabul edilmektedir. Teflon, Dakron, Naylon ve Silikon gibi malzemelerin insan vücudunda uzun süreli implant malzeme olarak kullanılmasının bu malzemelerde az bir değişime yol açtığı ancak bir çok uygulamada başarıyla kullanıldığı belirtilmiştir.

Kemiklerin onarımında ve değiştirilmesinde yüksek dayanıklılıkta bileşenlere ihtiyaç duyulduğundan, metalik bileşenlerin bu amaçla ortopedik uygulamalarda kullanılması uygun görülmüştür. İnsan kemiğinde karşılaşılan bölgesel gerilimler şaşırtıcıdır. Mesela 40.000 psi'lik kalıcı kuvvetlerin kemik plakalarında sağlanması sonucu plastik deformasyonun meydana gelmesi olağan dışı değildir. İnsan vücudundaki 37°C'da akışkan (kan), yaklaşık %1'i sodyum klorür ve az miktardaki diğer tuz ve organik bileşenlerden meydana gelmiştir. Bu yüzden insan vücudunun korozyon yapısı sıcak ve deniz suyuna benzerlik göstermektedir. Deniz suyu ise bölgesel korozyona yol açar. Bunlar çatlak, oyuk ve galvanik oluşumuna yol açan korozyondur. İnsan vücudunda kalça kemiğinin birleşim yerlerindeki kırıkları onarmak amacıyla takılan bir çivi ve plakanın, 4 yıl sonra çıkarıldığında birleşim yerlerinde yoğun çatlakların olduğu görülür. Yine insan vücudundan iki yıl sonra çıkarılmış benzer bir aletin plakasında, belirgin olarak oyuklanma görülmektedir. Görünür yüzeyin dışında başlayan bu oyuklanma korozyonu daha sonra başka bir noktada belirlemektedir. Oyuklar yer çekimi yönünde büyümektedir. Bu tür oyuklanma eğilimleri örnek implant malzemenin yerleşim yerindeki değişimlerden kaynaklanmaktadır (İnsanın uyku ve hareket hali ile bağlantılı olan implant malzemenin dikey ve yatay durumları.). Bu oyuklar deniz suyunda veya klor içeren farklı çözeltilerde oluşmuş oyuklara benzemektedir.

Yukarıda belirtilen implant malzemeler; korozyon ürünlerinin dokularda yol açtığı aşındırma ve enfeksiyonlardan dolayı insan vücudundan uzaklaştırılmaktadır. Vücut

reaksiyonlarının implant malzemelere bağlı olarak gösterdiği uyum veya uyumsuzluk bu konuda en önemli problemlerden birini teşkil etmektedir. İmplant malzemelerin insan vücudunda doku reaksiyonlarına yol açmamaları için $25,4 \cdot 10^{-5}$ mm/yıl veya daha az bir korozif etkiye sahip olmaları gerektiği yapılan kalitatif tayinler sonucu belirlenmiştir.

Kafatası plakası, yapay dirsekler, kalça kemiğinin tamamının değiştirilmesi, diz birleşme yerinin onarılması, oyluk kemiğine takılan vidalı plakalar ve çeşitli çubuklar ortopedik implant malzemelerdir. İmplant malzemeler insan vücuduna yerleştirilip kullanılırken yüksek derecedeki gerilimlere maruz kalmaktadır. Bu yüzden ortopedik implantların çoğu metalik yapıdadır (2).



2.4. KOBALT BAZLI ALAŞIMLAR

Bu tip alaşımlar Co-Cr alaşımları olarak nitelendirilirler. Temelde iki tipi vardır. Bunlardan birincisi; Co-Cr-Mo alaşımı dökümle şekillendirilir, ikincisi ise Co-Cr-Ni-Mo alaşımı 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 kullanılmaktadır. Tablo 2.5.'de 2 tip alaşımın bileşimi verilmiştir (15).

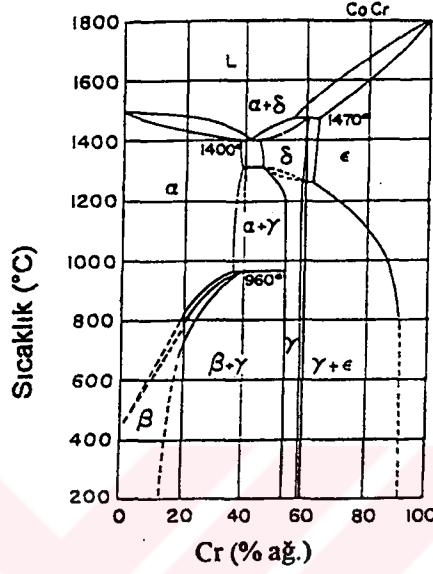
Tablo 2.5. Kobalt Bazlı Alaşımların Kimyasal Bileşimleri

Element	Co-Cr-Mo (F75)		Co-Ni-Cr-Mo (F562)	
	Min.	Max.	Min.	Max.
Cr	27.0	30.00	19.0	21.000
Mo	5.0	7.00	9.0	10.500
Ni	-	2.50	33.0	37.000
Fe	-	0.75	-	1.000
C	-	0.35	-	0.025
Si	-	1.00	-	0.150
Mn	-	-	-	0.150
P	-	-	-	0.015
S	-	-	-	0.010
Ti	-	-	-	1.000
Co	Matris			

2.4.1. Kobalt Bazlı Alaşımların Özellikleri

Kobalt bazlı alaşımlardaki temel iki elementten katı çözelti içindeki kobalt miktarı

%65'e kadar çıkabilmekte geri kalanı ise Cr'dan oluşmaktadır (Şekil 2.1.). Döküm esnasında Mo'in eklenmesiyle dayanıklılığı yüksek küçük tane ürün elde edilir.



Şekil 2.1. Co-Cr Faz Diyagramı

İşlenmemiş Co bazlı alaşımlardan biri olan Co-Ni-Cr-Mo alaşımı MP35N olarak adlandırılır. Bileşiminde ağırlıkça %35 Cr ve Ni bulunur. Yük altında deniz suyu içinde yüksek korozyon direnci gösterir. Soğuk hadde alaşımın dayanıklılığını artırır. Buna karşın büyük boyutlardaki şekil vermeler, soğuk şekil verme yöntemiyle oldukça zordur. Bu yüzden sıcak şekil verme tercih edilir.

Döküm Co-Cr-Mo alaşımı ile işlenmemiş Co-Ni-Cr-Mo alaşımının yüzey aşınma özellikleri aynıdır. Fakat düşük sürtünme özellikleri yüzünden eklem protezlerinde kullanılması tavsiye edilmez. Yüksek gerilme ve yorulma dayanımı nedeni ile işlenmemiş Co-Ni-Cr-Mo alaşımı bu tip özelliklerin arandığı uygulamalarda herhangi bir hasar ya da metal yorgunluğu olmadan uzun süreli kullanılabilir. Örneğin; kalça eklemleri protezinde kullanımı uygundur. Vücuda takılan implantın herhangi nedenden dolayı yerinden çıkartılması yukarıda bahsettiğimiz avantajın önemini daha da artırmaktadır. Co bazlı alaşımların mekanik özellikleri Tablo 2.6.'da gösterilmiştir (15).

Tablo 2.6. Kobalt Bazlı Alaşımların Kimyasal Bileşimleri

Özellik	Döküm CoCrMo (F75)	İşlenmemiş CoNiCrMo (F562)		
		Çözeltiye Alma Tavlama	Soğuk İşlem ve Yaşlandırma	Tam Tavlama
Çekme Dayanımı (MPa)	655	795-1000	1790	600
Akma Dayanımı (%0.2), (Mpa)	450	240-655	1585	276
Uzama (%)	8	50	8	50
Kesit Daralması (%)	8	65	35	65
Yorulma Mukavemeti (MPa)	310	-	-	340

2.5. KOROZYON

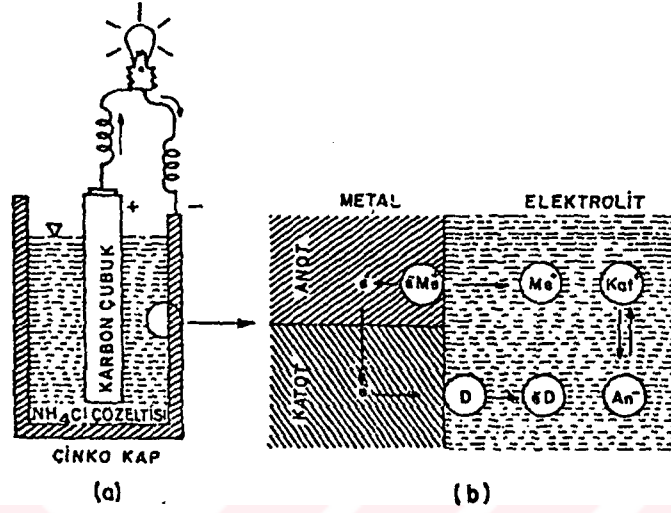
Korozyon, metal ve bunlara ait alaşımların çevreleriyle kimyasal ve elektrokimyasal reaksiyonları sonucu bozunmaya uğrayarak aşınmaları olarak tanımlanabilir (16).

Korozyonun genel anlamının açıklanmasında kimyasal ve elektrokimyasal reaksiyonlar olmak üzere iki tür korozyon şekillenmesinden bahsedilmektedir. Bu iki tür korozyon şekillenmesi ve işlevi ayrı ayrı değildir. Temelinde kimyasal veya elektrokimyasal korozyon olarak ortamın farklılığı (gaz veya ıslak ortam) belirtmek istenmiş olup mekanizmaları aynıdır (17).

2.5.1. Korozyonun Elektrokimyasal Oluşum Düzenleri

Korozyon olayını elektrik enerjisi üretiminde kullanılan pil modeli ile açıklanabilir. Şekil 2.2.'de görülen kuru pil elektrik yüklü parçacıklar, iyonların hareketine izin veren

elektrolit (çoğunlukla NH_4Cl çözeltisi) ve elektrik akımını iletebilen iki elektrottan (karbon çubuk ve çinko kap) oluşur. Elektrotların her ikisi, elektrolitle temas halindedir. Pilin elektrik



Şekil 2.2. Korozyonun Elektrokimyasal Oluşum Düzeni: (a) Pil,
(b) Korozyon Hücresi

enerjisi üretebilmesi için karbon çubuk ve çinko kabın iletken bir telle birleştirilmesi yeterlidir. Böylece tariflediğimiz pil düzeni içinde gerçekleştirdiğimiz olay kimyasal enerjinin elektrik enerjisine dönüşmesidir. Bu dönüşüm elektrotla elektrolit ara yüzeyinde yer alan olaylarla sağlanır. Bunlara elektrot olayları adı verilir. Çinko-elektrolit ara yüzeyinde yer alan olay, kimyasal oksitlenme olarak nitelenir. Çinko çözünür ve serbest duruma geçen çinko iyonları belirli sayıda su molekülleri ile birleşerek ($\text{Zn} \cdot n\text{H}_2\text{O}$) çözeltiye karışırlar. Buna karşılık karbon-elektrolit ara yüzeyinde yer alan olay kimyasal indirgemedir. Bu iki olayın (reaksiyonun) toplamı pil içinde gerçekleştirilen tüm kimyasal değişimi verir.

Yukarıda tariflenen düzeni korozyon hücresi olarak tanımlamak mümkündür. Korozyon hücresinin etkinliği çinkonun çözünmesini (korozyona uğramasını), karbon çubuğun ise korozyona karşı korunmasını sonuçlar niteliktedir. Yüzeyinde kimyasal indirgemenin olduğu elektrot katot ve kimyasal oksitlenme yolu ile çözünen elektrot da anot adları ile belirlenir. Anodik olay, elektrik yükü sıfır olan (nötr) atomların belirli sayıda

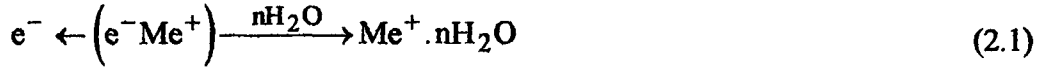
elektronu serbest bırakarak pozitif yüklü iyonlara dönüşmeleridir. O halde, anodik olay pozitif yüklü iyonlara paralel olarak eşdeğer sayıda elektronların serbestleşmesine yol açacaktır. Elektrolitle elektronların geçişine olanak vermediğinden bunlar katı yolu izleyerek katot yüzeyine ulaşırlar ve katot-elektrolit ara yüzeyinde yer alan olaylar (katodik olaylar) sonucu harcanarak kaybolurlar. Bu noktada korozyon hızı, örneğin kuru pilde çinkonun çözünüm hızı katodik olayların hızı ile artacaktır. Katodik olayların hızı veya etkinliği elektron harcama yetenekleri ile ölçülür. Mevcut koşullar altında elektronların kaybolma hızı yavaşlamış veya sıfıra inmişse korozyon hızı da aynı ölçüde yavaşlamış veya sıfıra inmiş olur.

Elektrot olayları elektrik yükü ayrımı ile oluşur. Pil veya korozyon hücresi içinden geçen elektrik akımının taşıyıcıları katı yol içinde elektronlar, elektrolit içinde ise iyonlardır. Böylece pilin veya korozyon hücresinin direnci iki direncin (katı yolun direnci = dış direnç, ve iki elektrodun birbirinden ayıran elektrolitin direnci = iç direnç) toplamına eşittir. Yerleşmiş tanımlamaya göre elektrik akımının katı yol içindeki yönü katotdan anoda doğrudur yani elektronların akış yönünün zıttıdır. Korozyon hızı (anodun çözünüm hızı) hücreden geçen akım ile doğru orantılıdır (Faraday'ın İkinci Kanunu).

Karbon çubuk ile çinko kap arasındaki iletken bağ uzaklaştırılırsa açık devre koşulu oluşur. Açık devre koşulunda hücreden akım geçmez. Ancak bu koşul çinkonun çözümü hızının sıfır olmasını gerektirmez. Çinkonun çözünümü yavaş da olsa devam eder. Açık devre koşulu altında devam eden çinko çözümü bu mikro anot ve katotlardan kurulu korozyon hücrelerinin faaliyetlerinden ileri gelmektedir. Faraday'ın İkinci Kanununa göre, çinkonun birim yüzey alanı ve birim zamana uyarlı olan ağırlık kaybı, yani korozyon hızı hücrenin ürettiği akımın yoğunluğu (korozyon akım yoğunluğu) ile doğru orantılıdır.

Korozyon hücresinde aşağıdaki üç olay gerçekleşmektedir:

1. Anodik olay: Anodik olay metal atomlarının negatif yük kaybederek pozitif yüklü iyonlara dönüşmeleridir. Başlangıçta yüksek enerjiye sahip metal iyonları belirli sayıda su molekülü ile bağ kurarak alçak enerji durumuna geçerler ve kararlılık kazanırlar. Şekil 2.5.'te içerilen tanımlamayı göz önünde bulundurarak anodik olayı aşağıdaki gibi ifade edebiliriz:



Daha önce denildiği gibi anodik olay elektron üretir. Bu elektronların olay yerinden uzaklaştırılması mümkün değilse veya yeterli hızla gerçekleşemiyorsa anodik olayın tamamen durması veya hızından kaybetmesi gerekir.

2. Katodik olay: Katodik olayın işlevi anodik olayla üretilen elektronları harcamaktır. Katodik olayın oluşabilmesi için elektron yüklenebilen iyon veya moleküllere ihtiyaç vardır. Elektrolit içindeki bu tür iyon veya molekülleri D simgesi ile göstererek katodik olayı;



şeklinde tanımlayabiliriz. Katodik olayın hızı bir yandan elektrolit içindeki indirgenen iyon ve moleküllerin konsantrasyonuna diğer yandan da bunların katot yüzeyine ulaşım hızına bağlıdır. Etkenliği artıran bir diğer etmende aynı anda birden fazla reaksiyonun katodik olay olarak yer almalarıdır.

3. Elektrik akımı iletimi: Metal yüzeyindeki mikro elektrotlar metalin tüm kesit alanı ile birbirlerine bağlı olduklarından korozyon hücresinin dış direnci (elektronik direnç) genellikle ihmal edilebilir. Buna karşılık iç direnç (elektrolitik direnç) bazı hallerde korozyon akımını engelleyici başlıca etmen olarak karşımıza çıkar. Elektrolit içinde akım iletimi pozitif ve negatif yüklü tüm iyonların hareketini gerektirir. Pozitif yüklü iyonlar (katyonlar) katoda, negatif yüklü iyonlar (anyonlar) ise anoda yönelmiş olarak hareket ederler. Korozyon sonucu metal üst yüzeyinde oluşarak tutunan tabaka iyonların geçişini önemli ölçüde engelleyebilir. Bu koşullar altında iç direncin yüksek değerlere ulaşması ve hatta korozyon hızını kontrol eden ana etmen olması mümkündür.

Korozyon hücrelerinin kaynağı farklı elektrokimyasal tutumları nedeniyle birbirlerinden ayrışarak anodik ve katodik tutum üstlenen mikroskopik alanlardır. Bu farklılaşmayı doğurucu etmenleri iç ve dış etmenler olarak incelemekte yarar vardır. İç etmenler çözünen metalin cinsi ve iç yapısı ile ilgili olanlardır. Örneğin, çok kristalli

malzemelerde tane sınırlarının elektrokimyasal tutumu tane içlerinin tutumundan farklıdır. Gerek bileşim ve gerekse yapı yönünden tane içlerinden hayli farklı olan tane sınırları daha yüksek enerji seviyesine sahiptirler. Böylece tane sınırları arasında kurularak faaliyete geçen korozyon hücresinde tane sınırları anodik tutum kazanarak çözünürler (tane sınırları korozyonu) (18).

2.5.2. Havalandırılmış Nötr ve Bazik Ortamlarda (pH > 4) Korozyon

Metallerin hidrojen iyonları bakımından fakir nötr ve bazik ortamlarda korozyonu, ortamda çözülmüş oksijen moleküllerinin hidroksil iyonlarına indirgenmesi ile oluşur. Oksijen reaksiyonu olarak tanımlanan bu olay



olarak verilir. Bu reaksiyonun oluşabilmesi için ortam içinde çözülmüş oksijen moleküllerinin yayınımla metal yüzeyine ulaşmaları gerekir (18).

2.5.3. Havalandırılmış Asit Ortamlarda (pH < 4) Korozyon

Bu tür ortamların özelliği hidrojen iyonu yanında oksijen moleküllerini de içermeleridir. Böylece hidrojen ve oksijen reaksiyonlarının aynı zamanda oluşarak korozyon olayına katkıda bulunurlar. Havalandırılmış asit ortamlar oksijenden arınmış asit ortamlara oranla daha saldırgandır. Birden fazla reaksiyonun katodik olay olarak rol üstlenmeleri elektron harcama hızını ve bu nedenle de korozyon hızını artırır. Hidrojen iyonlarının varlığı ortamda mevcut oksijen;



reaksiyonu ile indirgenmesine yol açar.

Metallerin korozyonu;



olarak tariflenen anodik olay yanında yukarıda bahsedilen katodik olayların (havalandırılmış asidik, nötr ve bazik ortamlar) birinin veya aynı zamanda birkaçının oluşumları ile gerçekleştirilir. Burada;

Me= Korozyona uğrayan metali,

n= Korozyon hücresinden geçen elektronların sayısını

gösterir (18).

2.6. KOROZYON TÜRLERİ

Korozyonun bir metalik malzemenin çevresindeki ortamla istenmeyen bir reaksiyonu olduğunu biliyoruz. İmplant malzemelerde gözlenen en önemli korozyon tipleri aşağıda açıklanmıştır (19).

2.6.1. Aralık Korozyonu

Aralık korozyonu, dar bir yarıktaki ortama çıkmaktadır. Bu olayların sebebi, oksijen kusmasının bu yarıklarda değiş-tokuş mekanizması nedeniyle çok düşük olmasıdır. Bu nedenle malzemenin pasif tabakası çok kötüdür veya yenilenemeyebilir. Gerekirse pasif tabaka oluşturulur.

2.6.2. Oyuklanma Korozyonu

Bu korozyon şekli özellikle klor içeren korozif maddelerle pasif tabakanın bölgesel olarak parçalanmasıdır. Çok küçük anodik parçalanmalar çok hızlı olarak derinleşir ve genişler, pasif durumdaki katodik yüzeylerin karşısında halen yüzeyler bulunur. Oyuklanma korozyonu belirli bir potansiyel bölgesinde ortaya çıkar. pH değeri

ve hidrojen konsantrasyonları nedeniyle oyuklanma oluşumu çok etkili olabilir. Tane sınırları yüzeyindeki düzensizlikler ve oksit tabakasındaki kafes hataları oyuklanma korozyonu için hareket noktası olabilir.

2.6.3. Tane Sınırı Korozyonu

Bu korozyon şekli malzemede tane sınırları boyunca meydana gelir ve tek tek tanelerin çözünmesine kadar ilerleyebilir. Bunun sebebi tane sınırlarında kromca zengin çökeltilerin - özellikle $M_{23}C_6$ karbür tipi - oluşmasıdır. Tane sınırlarına komşu bölgelerde krom fakirleşmesi ortaya çıkar.

Krom miktarının azalması kromun pasifleştirici etkisinin kaybolmasına neden olur. Alaşım elementi ilavesi ve uygun ısıtma işlemi tane sınırı korozyonu engellenebilir.

2.6.4. Galvanik Korozyon

Eğer iki farklı metal birbirine bağlanmış ise galvanik korozyon meydana gelir. Galvanik korozyon ne kadar kuvvetli etki ederse, her iki malzemenin elektrokimyasal serideki yerleri birbirlerinden o kadar uzaklaşır. Bu nedenle sadece aynı tür veya minimum düzeyde elektrokimyasal olarak benzer malzemeler birbirleriyle kombine edilmelidir.

2.6.5. Gerilmeli Çatlak Korozyonu

Gerilmeli çatlak korozyonu özellikle östenitik paslanmaz çeliklerde ortaya çıkmaktadır. Çekme gerilmelerinin ve klorlu veya çok kuvvetli alkali çözeltilerin mevcut olduğu durumlarda bu korozyon tipi çok sık gözlenir. Tane sınırları boyunca değil aksine tane içinde genişleyen çatlak şeklinde ortaya çıkan bu korozyon çekme gerilmeleri yönüne diktir. Soğuk şekillendirme veya kaba yüzey işlemlerinde kaynağa yakın bölgelerde meydana gelen çekme gerilmesi genelde öz gerilmeyi artırır.

Bir çok teknik hasarda, çatlak başlangıcı çok veya daha az oyuklanma korozyonundan meydana geldiği gözlenmiştir. Gerilmeli çatlak korozyonun azaltılması için molibden miktarının artırılması yanında, ısıtma işlemleriyle iç gerilmelerin giderilmesi gereklidir.

2.6.6. Korozyonlu Yorulma

Korozyonlu yorulmada, elektrokimyasal reaksiyonlarla değişen mekanik yüklerin kombine saldırısından söz edilir. Yorulmaya kadar geçen zaman periyodu yükleme genliği ve ortalama çevrime bağlıdır. Elektrolitik etkilerinin açıklanması için gerilmeli çatlak korozyonunda yüklenmenin etkisinden söz etmek gerekir. Çatlak oluşum mekanizması malzemenin analiz ve homojenitesine bağlıdır. Elementel metaller (örneğin; soy titan) küçük safsızlıkların ve konsantrasyon farklılıklarının artabildiği durumlarda gerilmeli çatlak korozyonuna karşı duyarlılık göstermez.

2.6.7. Sürtünme Korozyonu

Sürtünme korozyonu pasif tabakanın sürekli tahrip edilmesi ve diğer korozif saldırganların etkisiyle meydana gelir. Koparılan oksit partikülleri zımpara etkisi yapabilir. Titan ve titan alaşımlarından üretilen implant malzemeler Co-Cr-Mo alaşımlarına göre bu korozyon türünde çok daha tehlikelidir. Sürtünme korozyonu kalça protez küresinde, çimentolanmış hareketli kısımda ortaya çıkar.

3. NUMUNE VE KULLANILAN YÖNTEMLER

3.1. NUMUNE

Numune olarak ASTM F75 Standartına göre dökülen Co-Cr-Mo alaşımı kullanılmıştır. Tablo 3.1.'de numunenin kimyasal bileşimi, Tablo 3.2.'de de fiziksel özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Numunenin Kimyasal Bileşimi

Element	Ağırlıkça %
Cr	27.50
Mo	6.70
Ni	0.65
Fe	0.58
C	0.27
Si	0.72
Mn	0.70
Co	Matris

Tablo 3.2. Numunenin Fiziksel Özellikleri

Özellik	Co-Cr-Mo Alaşımı
Çekme Dayanımı, Min, (MPa)	655
Akma Dayanımı (0.2%), Min, (MPa)	450
Uzama, Min, (%)	8
Kesit Daralması, Min, (%)	8

3.2. NUMUNE HAZIRLAMA YÖNTEMİ

3.2.1. Numune Alınması

Metalografik incelemede seçilen numunenin bir değer taşıyabilmesi için bu numunenin gerek fiziksel gerekse kimyasal bileşim yönünden esas malzemeyi tam olarak temsil etmesi gerekir. Bu nedenle numune alınması işin temelidir.

Prensip olarak, numuneyi alırken yüzeyde en az plastik şekil değiştiren ve en az ısı meydana getiren kesme yöntemi seçilmelidir. Çünkü bütün amaç, orjinal malzeme iç yapısının mikroskop altında görülebilmesidir (20). Numune tornada, 30mm çapında ve 150 mm boyunda olmak üzere hazırlandı.

3.2.2. Numunenin Monte İşlemi

Numune vakumda epoksiye gömülmüştür. Daha sonra kaba zımparadan geçirilmiştir. Numuneyi monte etmenin amacı; elle tutulabilir büyüklüğe gelmesi, daha kolay metalografik etüd için hazırlanabilmesi ve düzlemsel yüzey elde edilebilmesidir.

Epoksi yarı-saydam olup, iki bileşenden ibarettir. İki bileşenden biri reçine diğeri ise sertleştiricidir ve bire beş oranında karıştırılır. Kaba zımparadan geçirilen numune, plastik kalıba koyulur epoksi içine dökülür ve bir süre vakumda bekletilir. Daha sonra epoksi 60°C' taki fırında egzotermik polimerizasyona uğrayarak katılaştırılır. Katılama tamamlandıktan sonra esnek plastik kalıp, katılan kitleden kolayca sıyrılır.

Kalıplama vakum altında yapıldığı takdirde; vakum, gözeneklerdeki ve çatlaklardaki havayı boşaltarak epoksinin buralara dolmasını sağlar ve bunun sonucunda olarakta bağlanma çok iyi olur (20).

3.2.3. Numunenin Parlatılması

Numuneler kesildikten ve kalıba alındıktan sonra, mikroskopik inceleme için parlatılmaları gerekir. Parlatma işlemi, çeşitli parlatma kademelerini içerir. Her kademedede,

bir evvelki kademedede kullanılan aşındırıcılardan daha ince aşındırıcı kullanılır ve böylece her kademenin numune yüzeyinde oluşturduğu deformasyon ve çizik minimuma indirilir. Numelerin parlatılmasındaki başarı, parlatılacak malzemeye uygun yöntem ve aşındırıcının seçimine bağlıdır .

Numuneyi orjinal yapı temsil ettiğinden, toplam deformasyona uğramış tabakanın ortadan kaldırılması parlatmanın amacıdır. Kaba-ince zımparalama ve parlatma kademeleri olmak üzere üç kademedede numune hazırlanmıştır.

Kaba zımparalama kademesinin amacı, bir sonraki zımparalama ve parlatma kademesi için gerekli düz yüzeyi elde etmektir. Bu işlemde numune önce döner diskli zımpara taşına tutulmuştur. Böylece numunedeki çapaklar ve numuneyi kesen aletin izleri ortadan kaldırılmıştır. Arkadan sırayla 80 ve 150 no.lu zımparalarla döner diskli zımparada (su altında) zımparalanır. Daha sonra ince zımparalama kademesine geçilir.

Bu kademedede numune; 240, 400, 600, 1200 no.lu döner diskli zımparalarla (su altında) zımparalanmıştır. Bir zımparadan diğerine geçileceği zaman, bir önceki zımpara tanelerinin, kendisinden daha ince taneli olan zımparaya geçmesini önlemek açısından el ve numune iyice yıkanmıştır.

İnce zımparalama kademesinin su altında yapılmasının nedeni, numunenin ısınmasının önlenmesinin yanısıra numune yüzeyi ile zımpara arasında daha homojen temas sağlamasıdır.

Parlatma kademesinde aşındırıcı olarak 6 μ ve 1 μ 'luk elmas pastalar kullanılmıştır.

Elmasın kullanılmasının amacı; sert ve keskin köşeli olması nedeniyle parlatma süresini kısaltır ve numune yüzeyinde meydana gelen deformasyon tabakasının minimuma iner.

Parlatma sıvısı olarak düşük viskoziteli metalografi yağı kullanılmıştır. Bu sıvı, elmas taneciklerinin disk yüzeyi üzerinde homojen dağılımını sağlar (20).

Kaba zımparalama kademesi sadece ilk deneyden önce yapılmıştır. Daha sonraki deneylerden önce numune hazırlanırken ince zımparalama ve parlatma kademelerinin kullanılması yeterli olmuştur.

3.3. POTANSİYODİNAMİK POLARİZASYON ÖLÇME YÖNTEMİ

Potansiyodinamik polarizasyon yöntemi metalik korozyonun saptanmasındaki en hızlı yöntemlerden biridir. Deneyler, Potansiyometre Galvana Scan Wenking PGS 81 model potansiyostatta gerçekleştirilmiştir.

Bir çok korozyon olayı bugün elektrokimyasal yöntemlerle açıklanabilmektedir. Anodik polarizasyon ile bir metal karakterize edilebilir. Pozitif yönde yapılan potansiyel taramasıyla bir anot gibi davranan metal ya korozyona uğrayacaktır ya da yüzeyinde bir oksit kaplaması oluşturacaktır. Bu ölçümler metalin sıvı ortamda ki korozyon karakteristiklerini saptamak için kullanılmaktadır.

Korozif bir ortama bırakılan bir metalin yüzeyinde oksidasyon ve redüksiyon reaksiyonları oluşur. Yani metal okside (korozyon) olurken ortam (çözücü) indirgenecektir (redüksiyon). Asidik ortamlarda hidrojen iyonları indirgenir. Metalin gösterdiği anodik ve katodik davranışlardan dolayı yüzeyinde bir akım oluşacaktır. Anodik akımlar metalin korozyona uğramasına neden olur. Eğer bir metal korozif bir sıvı içinde ve hiçbir cihaz ile bağlantılı değilse o metalin referans elektroda göre bir potansiyeli olduğu kabul edilir. Buna korozyon potansiyeli denir ve E_{kor} ile ifade edilir. E_{kor} 'daki bir metal yüzeyinde, hem anodik hem katodik akımlar vardır. Fakat bu akımlar miktar olarak birbirine eşit olduğu için net bir akım ölçülemez. Metal çevresi ile denge halindedir. E_{kor} 'u oksidasyon hızının redüksiyon hızına tam olarak eşit olduğu potansiyel değeri olarak tanımlayabiliriz. Eğer metal biraz daha pozitif (E_{kor} 'dan) potansiyele doğru getirilirse polarize anodik akımlar katodik akımlara göre daha baskın olacaktır. Potansiyelin çok daha pozitif değerlere getirilmesi, ortamdaki katodik akımları önemsenmeyecek bir değere getirir. Açıkça anlaşılacağı gibi, potansiyelin negatif yönde taranması katodik akımların baskın hale gelmesine bunun yanında anodik akımların bir önem taşımamasına neden olacaktır. Potansiyel ile akım yoğunluğu arasında çizilen grafiğe potansiyodinamik polarizasyon grafiği denir.

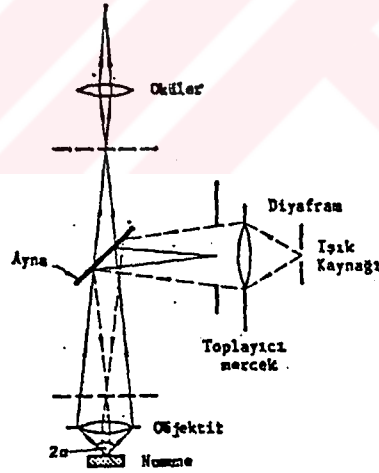
Potansiyodinamik polarizasyon eğrileri malzeme, çevre ilişkilerini hızlı bir şekilde aydınlatan önemli bilgilerdir. Malzemenin böyle bir ortamda nasıl davranacağı hakkında bize bilgi verir (9).

3.4. İÇ YAPI ANALİZİ (METAL MİKROSKOBU)

Halen malzemelerin iç yapısını incelemeye kullanılan yöntemlerden biri, numunenin mikroskopta incelenmesidir. Malzemelerin iç yapısını incelemeye ki amaç; malzemede mevcut fazların miktarını ve dağılımını, tane boyutu, şeklini ve dağılımını, genel olarak yapı kusurlarının (çatlak, porozite, kalıntılar vb.) cinsini ve miktarını saptamaktır.

Polarize edilmiş numunenin iç yapısını incelemeye Zeiss AxioTech Vario ve Reichert MeF₂ Konverted alttan aydınlatmalı ışık mikroskobu kullanılmıştır.

İç yapı incelemesinde genellikle ışık yansımından yararlanır. Bundan dolayı numunedeki fazların özellikleri, dağılımları, tane sınırları, ikizlenmeler, porozite, kalıntı ve çatlaklar kolayca ayırt edilebilmektedir. Şekil 3.1.'de de görüldüğü üzere birbiriyle bağlantılı başlıca üç ana optik sistemden oluşur. Bunlar objektif, oküler ve aydınlatma sistemleridir (20).



Şekil 3.1. Metal Mikroskobunda Optik Sistem

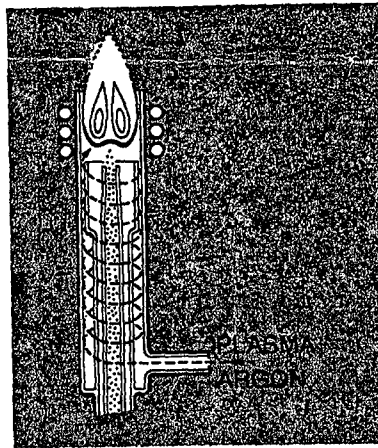
Metal mikroskobunda kullanılan objektifler dört çeşittir ve farklı optik özelliklere sahiptir. Bunlar akromatik, apromatik, yarı apromatik ve özel objektiflerdir. Akromatik objektiflerin okülerin yardımı olmaksızın, kendilerine özgü büyütme yeteneği, apromatik objektiflerin ışık toplama özelliği (nümerik açıklık), Yarı apromatik

objektiflerin numunedeki birbirine yakın detayları farkettilerebilme yeteneği (ayirt etme gücü) ve özel objektiflerin ise dağlanmış numunede objektifin net görüntü verebilme yeteneği vardır. Oküler ise objektifin meydana getirdiği ilk görüntüyü genişleten ve zahiri görüntü olarak görülebilir hale getiren veya ilk görüntüyü gerçek görüntü olarak tespit eden optik sistemdir. Metalurji mikroskobunda yansımaya nedeniyle ışık kaybı fazla olduğundan aydınlatma kuvvetlidir (20).

3.5. AğIR METAL TAYİNİ (ICP)

Deneyde kullanılan Hank zeltisinin içindeki Co, Fe, Cr, Mo, Ni gibi ağır metallerin miktarı 0.2 ppm'den daha az olduğundan Atomik Absorbsiyon Spektrometresinde gözlenemez (21). Bu nedenle bu metallerin tayininde Thermo Jarrell Ass Atom Scan 25 model ICP (Inductively Coupled Plasma) kullanılmıştır.

ICP, iyonize olmuş argon gazı ve RF alanının etkileşiminden oluşan argon plazmasıdır. ICP sıcaklığının 10000 K'e çıktığı söylenmektedir. Kullanışlı alışma aralığı da 5500 - 8000 K arasındadır. Bu sıcaklıklar kimyasal engelleri en aza indirerek, elementlerin tamamen atomlarına ayrılmasına izin verirler. Plazma, Şekil 3.2.' de görüldüğü gibi iki quartz tp arasından akmakta olan argon gazı buharından oluşmuştur.



Şekil 3.2. ICP'de Argon Plazması

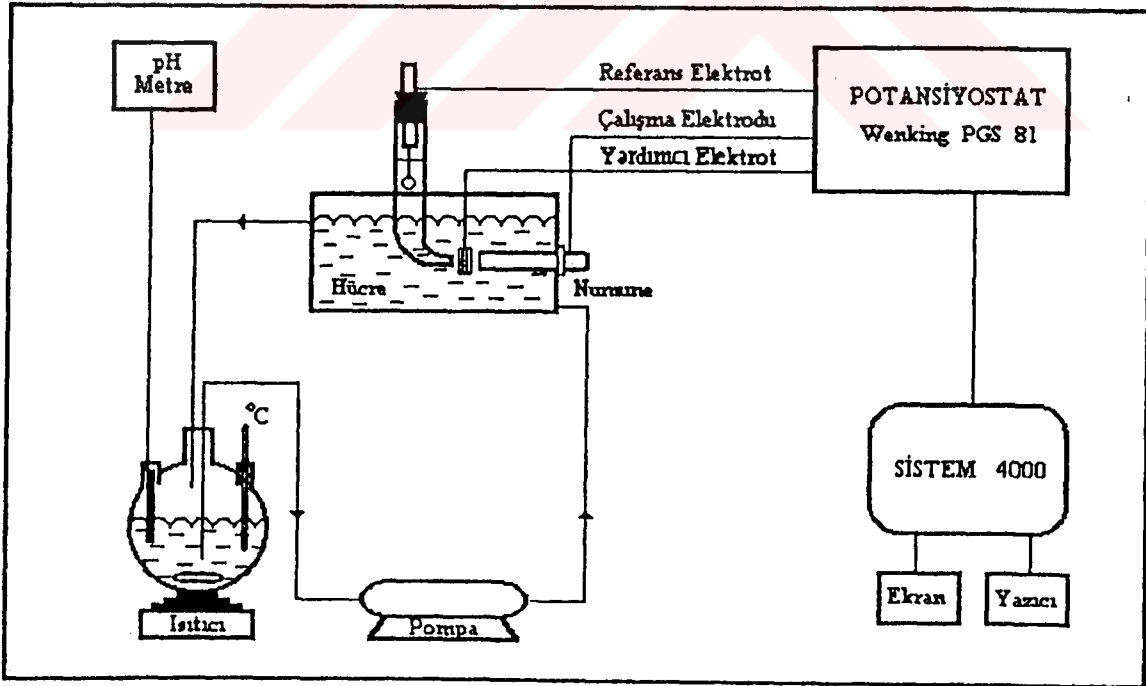
Radyo dalgalarının tesiri halkanın içine doğru uygulanır ve manyetik alan oluşturulur. Plazmanın manyetik alanda iletkenleştirilerek oluşması sonucu elektron ve iyon çekirdekleri görülür. İndüklenmiş manyetik alan içinde yüklenmiş partiküller (elektronlar ve iyonlar) kapalı halkanın içine akmaya zorlanırlar. Dirençle karşılaştıklarında ısınma başlar ve iyonizasyonlaşma görülür. İşlem bir anda olur ve plazma her yöne genişler. Plazma çörek şeklinde daireseldir. Numune, çöreğin merkezinden içeri sırınga edilir. ICP'nin bu özelliği, en uygun emisyon kaynağını ve kimyasal inert atmosferi oluşturmak için bölgeyi daraltarak numuneyi sınırları içine alır. Bu sonuçlar düşük kimyasal etkileşim ve geniş dinamik sınırlar içindir. Argon, numune için taşıyıcı gaz olarak da kullanılır (22).



BÖLÜM 4. DENEYSEL DÜZENEK VE DENEY ŞARTLARI

4.1. DENEY DÜZENEGİ

Tüm polarizasyon deneyleri 500 cm³'lük, herbiri çalışma, referans ve yardımcı platin elektrod için olmak üzere üç girişli, pleksiglasdan yapılmış silindirik bir hücrede gerçekleştirilmiştir. 1000 cm³'lük bir cam kapta kontrollü olarak 37±1°C'a kadar ısıtılan Hank çözeltisi bir devri-daim pompası yardımıyla 600 cm³/dak debi ile deney hücresinden geçirilerek dolaştırılmıştır. Deney sıvısının hücreye girişi alttan sağlanırken, açık dolaşım devresinde çıkış hücrenin üst kenarına yakın bir açıklıktan sağlanmıştır. Polarizasyon işlemi istenilen hızlarda potansiyel taraması yapabilen PGS 81 Model Wenking cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Değişen potansiyel ve akım değerlerini deney boyunca kaydedilmesinde Measurement Group Vishay System 4000 yükseltici cihazından yararlanılmıştır. Tüm deney düzeneği şematik olarak Şekil 4.1.'de görülmektedir.



Şekil 4.1. Potansiyodinamik Polarizasyon Deney Düzeneği

4.2. ÇALIŞMA ELEKTRODU

Elektrolitle elektrokimyasal reaksiyon veren elektrot; potansiyostat ile direkt bağlantılıdır. Yüzeyi temiz ve pürüzsüz olmalıdır. Potansiyostata bağlantıları genellikle başka iletken metallerle yapılır. Bu bağlantı için, elektrotlar sızdırmazlıklarından emin olunan, elektrolit içinde herhangi tepkime vermeyecek malzemelerle izole edilirler.

4.3. REFERANS ELEKTROT

Elektroanalitik uygulamalarda elektrotlardan birinin potansiyelinin sabit, bulunduğu çözeltideki kompozisyon değişmelerine karşı duyarsız olması istenir. Bu elektrotlar, çalışma elektrodunun potansiyel değişimlerini izlemekle görevlidirler.

İdeal bir referans elektrotta olması gereken özellikler şunlardır:

- i) Tersinir olmalıdırlar ve Nernst Denkleminde bağlı kalmalıdırlar.
- ii) Potansiyelleri sabit olmalı, zamanla değişmemelidir.
- iii) Uygulanan küçük akımlardan sonra orjinal potansiyeline geri dönmelidirler.
- iv) Isı değişmelerine gösterdiği histeri az olmalıdır.

Bu tip uygulamalarda kullanılan referans elektrotlardan bazıları şunlardır; Gümüş, Gümüş Klorür elektrot, $\parallel \text{AgCl (Doym.)}, \text{KCl}(x\text{M}) \mid \text{Ag}$, Civa, Civa Sülfat, $\parallel \text{Hg}_2\text{SO}_4(\text{Doym.}) \text{K}_2\text{SO}_4(x\text{M}) \mid \text{Hg}$. Tez çalışmam sırasında kullandığım referans elektrod ise Doymuş Kalomel Elektrot, $\parallel \text{Hg}_2\text{Cl}_2(\text{Doym.}), \text{KCl}(x\text{M}) \mid \text{Hg}$ 'dir (23).

4.4. YARDIMCI ELEKTROT

Genelde, platinden, kafes ya da spiral şeklinde yapılan, devre içindeki akım geçişini sağlayan elektrottur. Çalışma elektrodunun çapından daha büyüktür, çünkü böylece gelen elektrik akımı radyal bir simetriye sahip olur.

4.5. BİR DENEYİN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Hücre, temizlik şartlarına uygun olarak hazırlandıktan sonra çalışılacak ortam için gerekli vücut serumuna en yakın çözelti olan Hank çözeltisi hücreye konur. Çözelti, 37°C'a ısıtılır ve çalışılacak pH'a NaOH veya HCl ile ayarlanır. Daha sonra, yüzeyi 240, 400, 600, 1200 no.lu zımparalarla zımparalanıp, 6 μ ve 1 μ 'luk elmas pastalarla parlatılan numune yüzeyinde kararlı bir pasif durum oluşturmak için 16 saat çözelti içersinde bekletilir. 16 saat çözeltide kalmış numune hücreye yerleştirilir. Vücut şartlarına uygunluk sağlaması bakımından çözelti bir devri-daim pompasıyla sirküle ettirilir. Tekrar 37°C'ta ısıtılan çözeltinin pH'ında değişiklik olmuşsa tekrar ayarlanır. Sistemdeki elektrot bağlantıları yapıldıktan sonra korozyon potansiyeli ölçülmeye başlanır. Korozyon potansiyeli dengeye geldikten sonra bu potansiyelden itibaren 6 mV/dak hızla anodik yönde taramaya başlanır. Akım yoğunluğu 150 μ A/cm²'ye ulaşınca geri taramaya geçilir. Çözeltiye geçen ağır metallerin tayini için; deneyin başında, geri taramaya başlandığında ve deneyin sonunda çözeltiden bir miktar numune alınır.

5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Ortopedik metalik implantlar vücut sıvısının korozif olması nedeniyle korozyona uğramaktadır. Vücut içindeki implant çevresinde enfeksiyona ve ameliyat sonrası iyileşme sürecine bağlı olarak pH değişimi gibi meydana gelen değişiklikleri (16), implant malzemenin farklı potansiyellere sahip olmasını sağlamaktadır. Bu nedenle deneysel çalışmada değişen parametre olarak pH değerleri göz önüne alınmıştır. Bir cerrahi müdahaleden sonra ortaya çıkabilecek pH değişimleri esas alınarak deneyler pH:4,7 ve 9'da gerçekleştirilmiştir. Her deney üçer kere tekrarlanmış olup korozyon (E_{kor}) ve oyulma potansiyelleri (E_{op}) üç deneyin ortalaması olarak Tablo 5.1'de, deney öncesi farklı büyütmelerdeki mikroyapısı da Şekil 5.1'de verilmiştir.

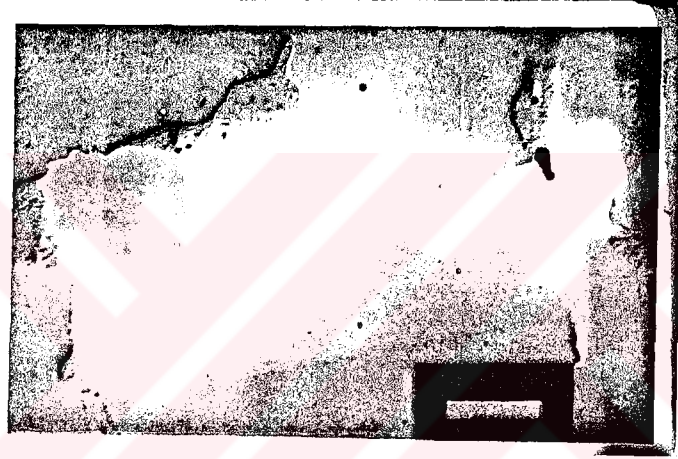
Tablo 5.1. Co-Cr-Mo Alaşımının E_{kor} ve E_{op} Değişimi

pH	$E_{kor}(mV)$		$E_{op}(mV)$
	Min	Max	
4	-50	+65	825
7	-200	+180	834
9	+200	+350	855

pH:4' te yapılan deneyde korozyon potansiyeli kararlı hale gelmediğinden ortalama bir potansiyel değerinden anodik yönde taramaya başlanmış, akım yoğunluğu $150 \mu A/cm^2$ 'ye yükselince de geri taramaya geçilmiştir. Şekil 5.2.'de Co-Cr-Mo alaşımının pH:4'teki anodik polarizasyon grafiği görülmektedir. pH:4'te Hank çözeltisinde (Bölüm 1) yapılan deneylerde akım yoğunluğu $150 \mu A/cm^2$ 'ye ulaştığında elde edilen mikroyapı Şekil 5.3.'de gösterilmektedir. Akım yoğunluğu arttıkça anodik reaksiyonlar artmış ve bu reaksiyonların daha çok tane sınırlarında yoğunlaştığı tespit edilmiştir (Şekil 5.4.).

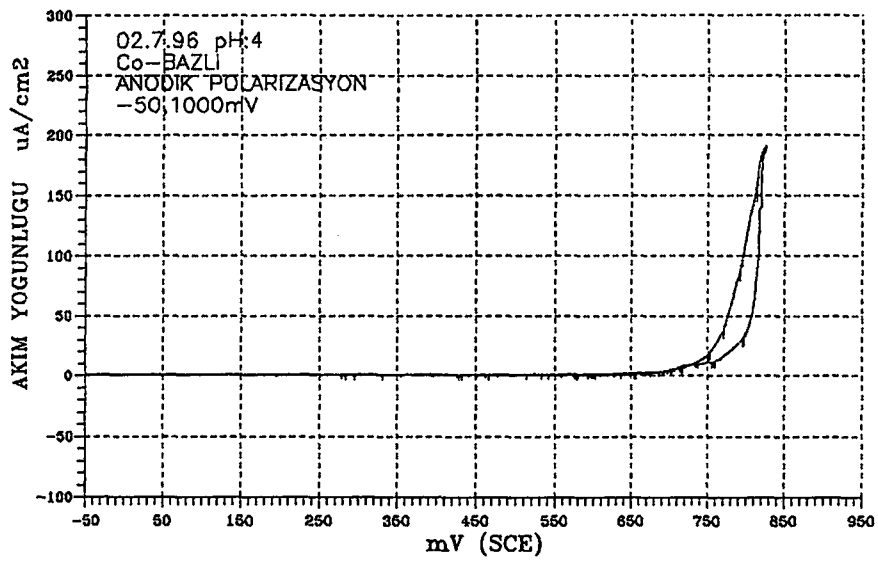


126x

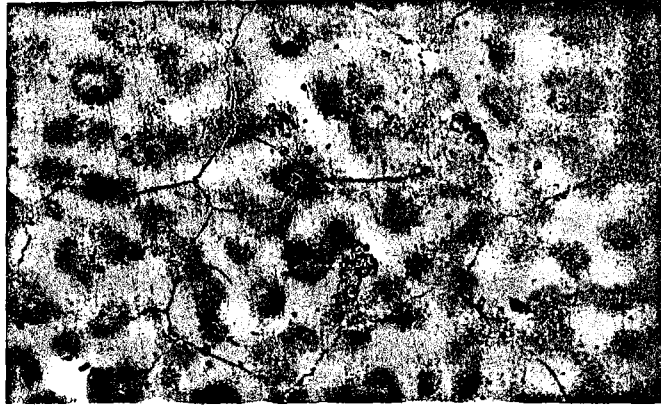


630x

Şekil 5.1. Deney Öncesi Co-Cr-Mo Alaşımının Farklı Büyütmelerdeki Mikroyapısı



Şekil 5.2. Co-Cr-Mo Alaşımının pH:4'teki Anodik Polarizasyon Grafiği



380x



750x

Şekil 5.3. Co-Cr-Mo Alaşımının pH:4'te $150 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ Akım Yoğunluğunda Farklı Büyütmelerdeki Mikroyapısı



430x

Şekil 5.4. Co-Cr-Mo Alaşımının pH:4'te $210 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ Akım Yoğunluğundaki Mikroyapısı

pH:4'te numune yüzeyinde çok sayıda oyuklar oluşmuş ve tane sınırları korozyona uğramıştır (Şekil 5.5.). Akım yoğunluğu $25000 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ 'ye çıkarıldığı değerlerde malzemede aşırı dağlama etkisi görülmektedir (Şekil 5.6.). Ayrıca numune yüzeyinde gözle görünür homojen bir sarı tabaka oluşmuştur.



630x

Şekil 5.5. Co-Cr-Mo Alaşımında pH:4'te Oluşan Tane Sınırı Korozyonu

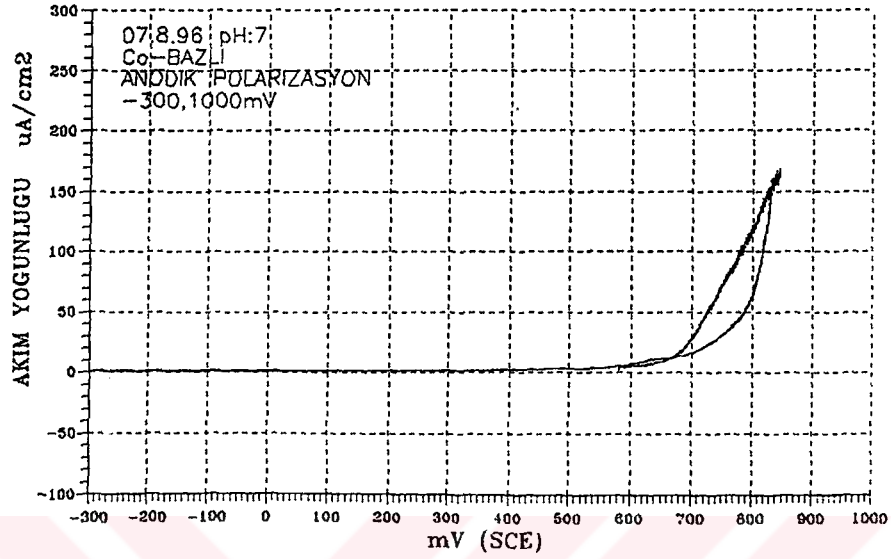


550x

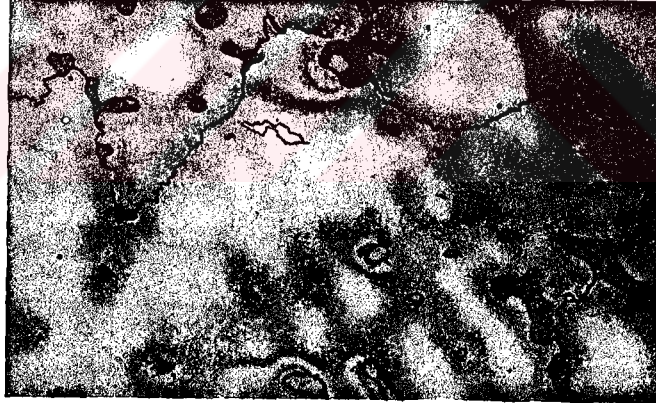
Şekil 5.6. Co-Cr-Mo Alaşımının pH:4'te $25000 \mu\text{A}/\text{cm}^2$
Akım Yoğunluğundaki Mikroyapısı

pH:7'de yapılan deney sonunda numune yüzeyinde homojen olmayan bir tabaka oluşmuştur. Deney sonunda elde edilen anodik polarizasyon grafiği Şekil 5.7'de

numunenin mikroyapısı Şekil 5.8.'de verilmiştir. Numunede pH:4'te olduğu gibi küçük oyuklar görülmektedir.



Şekil 5.7. Co-Cr-Mo Alaşımının pH:7'deki Anodik Polarizasyon Grafiği

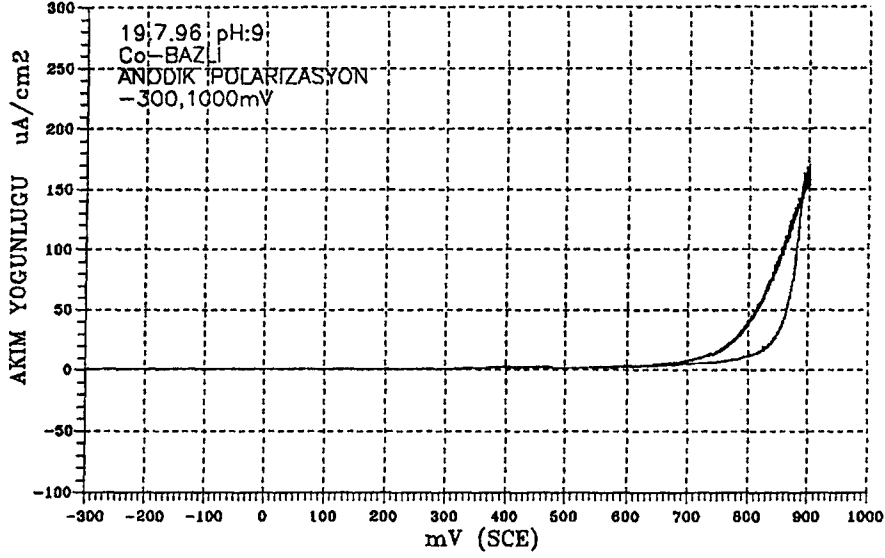


150x

Şekil 5.8. Co-Cr-Mo Alaşımının pH:7'de 150 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$

Akım Yoğunluğundaki Mikroyapısı

Şekil 5.9. ve Şekil 5.10.'da ise Co-Cr-Mo alaşımının pH:9'daki korozyon davranışları gösterilmiştir. Bu pH'ta da numunede oyuklar görülmektedir. Ayrıca pH:7'deki gibi homojen olmayan sarı tabaka oluşmuştur.



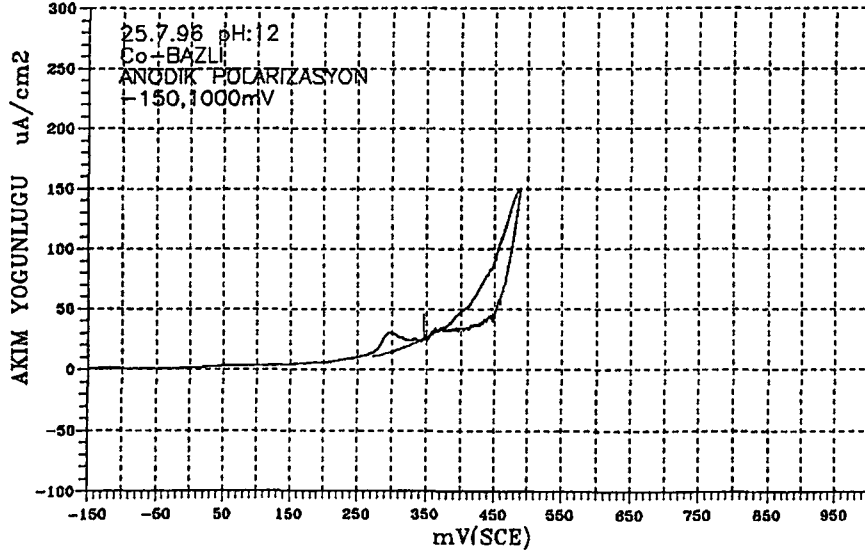
Şekil 5.9. Co-Cr-Mo Alaşımının pH:9'daki Anodik Polarizasyon Grafiği



750x

Şekil 5.10. Co-Cr-Mo Alaşımının pH:9'da $150 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ Akım Yoğunluğundaki Mikroyapısı

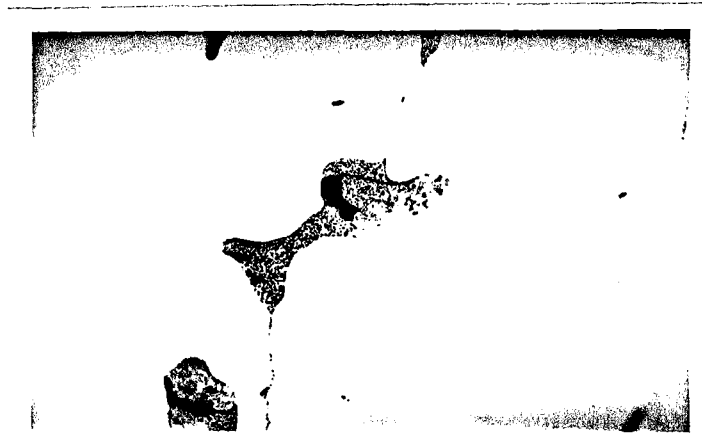
pH:12'de gerçekleştirilen potansiyodinamik polarizasyon deney sonucunda numunede çok sayıda küçük oyuklar görülmektedir. Şekil 5.11.'de pH:12'deki anodik polarizasyon grafiği, Şekil 5.12'de de farklı büyütmelelerdeki mikroyapı fotoğrafları verilmektedir.



Şekil 5.11. Co-Cr-Mo Alaşımının pH:12'deki Anodik Polarizasyon Grafiği



150x



550x

Şekil 5.10. Co-Cr-Mo Alaşımının pH:4'te $150 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ Akım Yoğunluğunda Farklı Büyütmelerdeki Mikroyapısı

SONUÇLAR

Cerrahi implant alaşım sistemlerinden en fazla kullanılan üç tanesi molibden içeren işlenmemiş östenitik paslanmaz çelik, dökme Co-Cr-Mo alaşımları ile titanyum ve bazı alaşımlardır. Bu alaşımlar vücut sıvısı içinde korozyona uğramaktadır (11). Bu nedenle korozyon dayanımı en yüksek ve ekonomik alaşımların belirlenmesi üzerine çalışmalar artmıştır.

Bu çalışmada, deney ortamının vücut şartlarına uygunluğu sağlanarak, değişen pH değerlerinde Co-Cr-Mo alaşımının elektrokimyasal korozyon davranışları potansiyodinamik polarizasyon yöntemiyle incelenmiştir. Bu inceleme sonucunda alaşımın çalışılan pH'larda oyuklanma ve pH 4'te tane sınırı korozyonuna uğradığı tespit edilmiştir.

pH 4-7-9'da gerçekleştirilen deneylerde numune yüzeyinde sarı bir tabaka oluşmuştur. Bu tabaka pH 4'te homojen bir şekilde yayılırken pH 7 ve 9'da homojen değildir.

pH 4'te $150\mu\text{A}/\text{cm}^2$ akım yoğunluğunda numune yüzeyinde küçük oyuklar ve tane sınırlarında korozyon oluşmuştur. Akım yoğunluğu arttıkça numunenin tane sınırlarında aşırı dağlanmanın etkisi görülmektedir. Ayrıca akım yoğunluğu $25000\mu\text{A}/\text{cm}^2$ 'ye çıktığı değerlerde numune yüzeyinde oluşan sarı tabaka çatlamıştır.

pH 7 ve 9'da numune yüzeyinde küçük oyuklar görülmektedir. pH 12'de bu küçük oyukların sayısı artmıştır. Fakat diğer pH'larda görülen sarı tabaka pH 12'de görülmemektedir.

Hank çözeltisinden deney başında, geri taramaya başladığında ve deney sonunda alınan numunelerle yapılan ağır metal tayini analiz sonuçlarında bazik ortamda çözünen metalin molibden olduğu belirlenmiştir. Bu analiz sonuçlarından ve pourbaix diyagramlarından(24) görüldüğü üzere kromun pH 9'da çözeltiye geçme hızı oldukça düşüktür. Buna karşılık molibden pH 9'da çözünmektedir.

Alaşımın oyulma potansiyelleri bazik ortama gidildikçe artış göstermiştir. Asidik ortamda alaşımın korozyon direncinin daha düşük olduğu anlaşılmıştır.

316L östenitik paslanmaz çeliğin korozyon davranışlarının incelendiği çalışmada (25) görüldüğü üzere 316L östenitik paslanmaz çeliğin oyulma potansiyelleri, Co-Cr-Mo alaşımına göre oldukça düşüktür.

316L paslanmaz çeliğin korozyon ürünleri üzerinde yapılan çalışmada, bu ürünlerin insanın bağışıklık hücrelerinin fonksiyonel aktivitelerini engellediği bulunmuştur (26). Böyle bir çalışma Co-Cr-Mo alaşımının korozyon ürünleri için de gerçekleştirilebilir.

Co-Cr-Mo alaşımının korozyon potansiyeli karalı hale gelmemiştir. Kararlı pasif durumun oluşturulması için pasivasyon süresi 16 saatten 60 saate çıkarılmıştır. Fakat bu da sonucu değiştirmemiştir. Korozyon potansiyelinin karalı hale gelmemesi araştırma konusu olabilir.



KAYNAKÇA:

1. WILLIAMS, D.F., 1987. "Tissue- Biomaterials Science", Journal of Materials Science, 22:pp. 3421-3445
2. FONTANA, M. G., 1987. Corrosion Engineering, Mc Graw-Hill International Editions, USA, pp.398-402
3. SIVAKUMAR, M., DHANADURAI, K. S. K., and RAJESWARI, S., 1995. Journal of Materials ScienceLett., 14:pp.351-364
4. SIVAKUMAR,M., MUDALI U.K., and RAJESWARI, S., 1995. Journal of Materials Science Lett., 14:pp: 148-157
5. HOOD, R.W., 1985. " Corr. and Degra. of Imp. Mat.", In: ASTM STP 859, FRAKER, A. C., and GRIFFIN, C. D., Eds., ASTM, Philadelphia, p.403
6. WRIGHT, T. M. , BUSTEIN, A. H., and BARTEL, D. L., 1985. " Corr. and Degra. of Imp. Mat.", In: ASTM STP 859, FRAKER, A. C., and GRIFFIN, C. D., Eds., ASTM, Philadelphia, p.117
7. RIMNAC, C. L., WRIGHT, T. M., BARTEL, D. L., KLEIN, R. W., and PETKO, A.A., 1990. Materials Characterization, 26:p.201
8. Anual Book of ASTM Standards, 1994. Medical Devices, American Society for Testing and Materials, 13.01:pp. 27-32, 6-7
9. CASTELANA, P., 1981. "Basics of Corrosion Measurements", Princedon Applied Research, Instrumatic Esponola, Madrid, pp. 1-11
10. SMETHURST, E., 1981. Biomaterials 2, pp. 116-132
11. DEVINE, T.M., and WULFF, J., 1976. J. Electrochem. Soc.: Electrochemical Technology,123:pp. 1433-1437
12. NEILEY, K., and POND, R.C., 1982. Materials in Engineering, 3:pp. 470-485
13. ÇAKIR, A., ve ÖZTARHAN, A., 1995 Kasım. Biomalzemelerde Gelişmeler ve Teknolojik Yenilikler, Korozyon Dergisi, s. 95-99

- 14.KOSSOWSKY, R., and N., 1994 Haziran- Temmuz. Advances in Materials Science and Implant Orthopedic Surgery, Applied Science, pp. 61-69
- 15.PARK, J. B., and LAKES, R. S., 1992. Biomaterials, Plenum Press, New York and London, pp. 66-115
- 16.HALİLOĞLU, N.,1986. "Korozyon Nedenleri ve Önlenmesi", Segem Yayınları, Ankara, s. 1
- 17.YILDIRIM, Y.Ü., 1986. "Katodik Koruma- Genel Kurallar", YUY Yayınları, İstanbul, s.1
- 18.DORUK, M., 1982. "Korozyon ve Önlenmesi", ODTÜ Mühendislik Fakültesi Baskı İşbirliği, Ankara, s. 1-49
- 19.BENSMANN, G., 1992. "Ver Such Einer Werkstoffignungs Bewertung an Beispiel Von Hüftendoprothesen", In: Technische Mitteilungen Krupp- Forsh.-Ber. Bd., pp. 45-59
- 20.GEÇKİNLİ, E., 1989. Metalografi, İTÜ Matbaası, Gümüşsuyu, Bölüm 1-3, s.1-32, 53-60
- 21.KUHN, A. T., 1981. Biomaterials, IPC Business Press, 2:pp. 68-76
- 22.ICP, 1989. Perkin Elmer Gmbtt Kataloğu, England, p.1
- 23.ÖZDEN, C., 1994. Metalurjik Olarak Hazırlanan Au- Pd Elektrodların Katalitik Özelliklerinin İncelenmesi, İTÜ, İstanbul, s.28
24. POURBAIX, M., 1966, Atlas of Electrochemical Equilibrium in Aqueous Solns., Pergamon Press, London, pp.305-360
- 25.ÖZDEN, C., TUNCEL, S., ve ÇAKIR, A., 1996 Kasım. V. Korozyon Sempozyumu, Adana, s. 104-113
- 26.CARVALHO, G.S., CASTANHEIRA, M., DIOGO, I., ABREU, A.M., SAUSA, J.P., LOON, J. A., and VAN BLITTERSWIJK, C.A., 1996. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 7:pp. 77-83

ÖZGEÇMİŞ

FATMA ÖZÇELİK

ŞAHSİ BİLGİLER

Doğum Tarihi : 10.02.1970

Medeni Hali : Bekar

ÖĞRENİM

YTÜ 1994-

Fen Bilimleri Enstitüsü

Kimya Mühendisliği

Yüksek Lisans Programı

YTÜ 1990-1994

Mühendislik Fakültesi

Kimya Mühendisliği Bölümü

LİSAN BİLGİSİ

İngilizce