

**TOZ ENJEKSİYON KALIPLAMA YÖNTEMİ İLE ÜRETİLMİŞ TİTANYUMUN
YAPAY TÜKÜRÜK ORTAMINDA KOROZYON DAVRANIŞININ İNCELENMESİ**

Ramazan KURT




**Karabük Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Metal Eğitimi Anabilim Dalında
Bilim Uzmanlığı Tezi
Olarak Hazırlanmıştır.**

KARABÜK

Haziran 2008

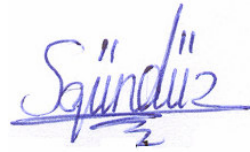
KABUL:

Ramazan KURT tarafından hazırlanan "TOZ ENJEKSİYON KALIPLAMA YÖNTEMİ İLE ÜRETİLMİŞ TİTANYUMUN YAPAY TÜKÜRÜK ORTAMINDA KOROZYON DAVRANIŞININ İNCELENMESİ" başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından değerlendirilerek, Karabük Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Metal Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek Lisans Tezi olarak oybirliğiyle (veya oyçokluğuyla) kabul edilmiştir. 11/06/2008

<u>Unvanı, Adı SOYADI (Kurumu)</u>	<u>İmzası</u>
Başkan: Prof. Dr. Hüseyin ÇİMENÖĞLU (İ.T. Ü.)	
Üye : Doç. Dr. Şennur CANDAN (K. B. Ü.)	
Üye : Yrd. Doç. Dr. Murat BAYDOĞAN (İ.T.Ü.)	

ONAY:

Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım. 11/06/2008



Doç. Dr. Süleyman GÜNDÜZ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Ramazan KURT

ÖZET

Bilim Uzmanlığı Tezi

TOZ ENJEKSİYON KALIPLAMA YÖNTEMİ İLE ÜRETİLMİŞ TİTANYUMUN YAPAY TÜKÜRÜK ORTAMINDA KOROZYON DAVRANIŞININ İNCELENMESİ

Ramazan KURT

**Karabük Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Metal Eğitimi Anabilim Dalı**

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Şennur CANDAN

Haziran 2008, 94 sayfa

Bu çalışmada, toz enjeksiyon kalıplama yöntemi (TEK) ile titanyum numuneler üretilmiştir. Kalıplama işlemi için % 99.98 saflıkta ve ortalama 45µm partikül boyutuna sahip titanyum tozları kullanılmıştır. Bağlayıcı olarak polimetilmetakrilat (PMMA) ve polietilenglikol (PEG) karışımı kullanılmış ve numuneler 1250 °C'de sinterlenmiştir. TEK yöntemi ile üretilen Ti numunelerin (TEK-Ti) ve karşılaştırmak için ticari saflıktaki Ti (CP-Ti) numunelerinin, florlu (0.01M, 0,1M ve 0.5M) ve florsuz yapay tükürük ortamında pH'a bağlı (6.5 ve 3.0) vücut sıcaklığına yakın sıcaklıktaki (37±1°C) korozyon davranışları incelenmiştir. Ayrıca, numunelere termal oksidasyon işlemi uygulanmış ve korozyon davranışına etkisi incelenmiştir. Termal oksidasyon işlemi 800 °C sıcaklıkta 8 saat süre ile uygulanmıştır. Korozyon testleri, taramalı potansiyostat kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Mikroyapı incelemeleri taramalı elektron mikroskopu (SEM) ile yapılmıştır.

Sonuçlar, pH oranının düşmesi ve flor oranının artışı ile korozyon direncinde azalma olduğunu göstermiştir. SEM analizleri ve potansiyodinamik polarizasyon test sonuçları TEK-

ÖZET (devam ediyor)

Ti numunelerin CP-Ti numunelere benzer korozyon davranışları sergilediğini göstermekle birlikte TEK-Ti numuneleri yüksek flor içeren ortamlarda CP-Ti numunelerden daha iyi potansiyel ve korozyon akım değerleri vermiştir. Termal oksidasyon işlemi ile TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin her ikisinin de korozyon direncinde iyileşme gözlenmiştir.

Anahtar Sözcükler: Ti, TEK, Diş İmplantı, Yapay Tükürük

Bilim Kodu: 626.20.01

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

AN INVESTIGATION OF CORROSION BEHAVIOUR OF POWDER INJECTION MOULDED TITANIUM IN ARTIFICIAL SALIVA

Ramazan KURT

Karabuk University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Metal Education

Thesis Advisor: Assoc. Prof. Dr. Şennur CANDAN

June 2008, 94 pages

In this study, Ti samples have been produced by powder injection moulding (PIM). Ti powders having 45 µm mean particle diameter were used for PIM process. Polymethylmetacrylate and polyethylglycol (PMMA/PEG) mixture were used as binder for the injection processing whereas the sintering temperature was 1250 °C. Corrosion behaviours of both Ti samples produced by PIM (TEK-Ti) and commercially pure Ti, used for comparison, have been investigated as a function of flour content (0.01M, 0.1M and 0.5M) and pH variations (6.5 and 3.0) of artificial saliva at body temperature (37±1°C). The oxidation treatment was performed at 800°C for 8h in air. Corrosion tests have been carried out by using potentiodynamic polarisation measurements. Scanning Electron Microscopy (SEM) has been used for microstructural evaluations.

Results showed that corrosion resistance decreased with increasing flour content and decreasing pH value. Both SEM analysis and potentiodynamic polarisation measurements indicated that corrosion resistance of TEK-Ti showed similar corrosion characteristics to that

ABSTRACT (continued)

of CP-Ti samples in artificial saliva. However, TEK-Ti samples presented better corrosion potential and current densities as compared to those of CP-Ti samples especially in high flour containing artificial saliva. Thermal oxidation increased corrosion resistance of both TEK-Ti and CP-Ti samples.

Key Words: Ti, PIM, Dental Implant, Artificial Saliva.

Science Code: 626.20.01

TEŞEKKÜR

Öncelikle; tez konumun seçiminde ve araştırmalarım süresince; hiçbir fedakarlıktan kaçınmayarak, yakın ilgi, teşvik ve yardımlarını her zaman yanımda hissettiğim, yapıcı tenkitleri ile çalışmalarımı yönlendiren tez danışmanım sayın Doç. Dr. Şennur CANDAN ve Prof. Dr. Ercan CANDAN'a en içten minnet ve şükranlarımı sunarım. Deneysel çalışmalarım da yardımlarını esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Hayrettin AHLATÇI'ya, Arş.Gör. Mustafa TÜRKMEN'e ve büyük sabır göstererek tezin dizgi aşamasında bana yardımcı olan arkadaşlarım Halit ERDOĞAN, İlyas TÜFEKLİ, Feramuz KARCI, İbrahim EREN, Yaser MUTLU, Tolga KELEŐ, Zafer ÖZTÜRK, Özcan AKÇAM'a sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Eğitimim süresince yardımlarını esirgemeyen bütün hocalarıma en içten teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Ayrıca bunca yıldır yaptığım her şeyde bana destek olan aileme verdikleri destek için sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	v
ABSTRACT	vii
TEŞEKKÜR	ix
İÇİNDEKİLER	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xv
ÇİZELGELER DİZİNİ	ixx
SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR	xxi
BÖLÜM 1 GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2 DIŞ İMPLANTLARI	3
2.1 DIŞ İMPLANT SİSTEMLERİ.....	3
2.1.1 Endosteal İmplant Sistemleri.....	4
2.1.1.1 Kök Tipi İmplantlar	4
2.1.1.2 Bıçak Tipi İmplantlar	4
2.1.1.3 Endodontik Stabilizatörler	5
2.1.1.4 Tabaka Tipi İmplantlar	5
2.1.1.5 Çerçeve Tipi İmplantlar	6
2.1.2 Subperiosteal İmplant Sistemleri	7
2.2 DIŞ İMPLANT MALZEMELERİ	7
2.2.1 Titanyum	7
2.2.2 Paslanmaz Çelikler.....	8
2.2.3 Polimer Malzemeler (Plastik Dişler).....	10
2.2.3 Seramik Malzemeler (Porselen Dişler)	10

İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

	<u>Sayfa</u>
BÖLÜM 3 KOROZYON VE AĞIZ ORTAMI.....	13
3.1 KOROZYON.....	13
3.1.1 Korozyon Türleri	16
3.1.1.1 Galvanik Korozyon (Makro Korozyon)	17
3.1.1.2 Tanelerarası Korozyon	18
3.1.1.3 Oyuklanma Korozyonu (Makro Korozyon)	20
3.1.1.4 Aralık Korozyonu (Makro Korozyon).....	21
3.1.1.5 Gerilmeli Korozyon Çatlaması (Mikro Korozyon)	23
3.1.2 Sıvı içinde Korozyon Üzerine Metalurjik Değişkenlerin Etkisi.....	25
3.1.3 Korozyon Testleri	29
3.1.3.1 Elektrokimyasal Teknikler.....	29
3.1.3.2 Üç Elektrod Sistemi ve Önemi.....	31
3.1.4 Korozyon Hızı Ölçümü	31
3.2 AĞIZ ORTAMI.....	33
3.2.1 Tükürük	33
3.2.1.1 Tükürüğün Bileşimi.....	33
3.2.1.2 Tükürük Proteinleri	34
3.2.2 Yapay Tükürük	35
BÖLÜM 4 METALİK DİŞ İMPLANTLARININ KOROZYONU	39
4.1 KOBALT ve ALAŞIMLARININ KOROZYONU	39
4.2 NİKEL ve ALAŞIMLARININ KOROZYONU	40
4.3 AMALGAM ve KOROZYONU	41
4.4 PASLANMAZ ÇELİK ve ALAŞIMLARININ KOROZYONU	43
4.5 TİTANYUM ve ALAŞIMLARININ KOROZYONU	44
BÖLÜM 5 DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	51
5.1 ARAŞTIRMADA KULLANILAN MALZEMELER.....	51
5.2 KOROZYON TESTİ	52
5.2.1 Elektrolit	52

İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

Sayfa

5.2.2 Çalışma Elektrodu.....	53
5.2.3 Korozyon Düzenegi ve Deneyin Yapılışı.....	54
5.6 SEM KAREKTERİZASYONU	56
BÖLÜM 6 DENEYSEL SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME	57
6.1 pH ETKİSİ	57
6.1.1 Mikroyapı İncelemeleri	57
6.1.2 Açık Devre Potansiyel Ölçüm Sonuçları	60
6.1.3 Potansiyodinamik Polarizasyon Test Sonuçları.....	63
6.2 FLOR ETKİSİ	67
6.2.1 Mikroyapı İncelemeleri	67
6.2.2 Açık Devre Potansiyel Ölçüm Sonuçları	68
6.2.3 Potansiyodinamik Polarizasyon Test Sonuçları.....	71
BÖLÜM 7 SONUÇLAR VE (ÖNERİLER)	81
7.1 SONUÇLAR.....	81
7.2 ÖNERİLER	81
KAYNAKLAR	83
ÖZGEÇMİŞ.....	93

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>No</u>		<u>Sayfa No</u>
2.1	İmplant ile doğal dişin karşılaştırılması.	3
2.2	Endodontik stabilizatör örnekleri.	5
2.3	Tabaka tipi implant örnekleri.	6
2.4	Çerçeve tipi implant örneği.	6
2.5	Subperiostal implant örnekleri.	7
3.1	Korozyonun elektrokimyasal oluşum düzeni: (a) Pil, (b) Korozyon hücresinde yer alan olaylar.	15
3.2	Galvanik korozyon.....	18
3.3	Paslanmaz çelik te taneler arası $Cr_{23}C_6$ çökeltisi.	19
3.4	316L paslanmaz çeliğin normal mikroyapısı ile taneler arası korozyona uğramış mikroyapısı.....	19
3.5	Oyuklanma ile oluşan bir korozyon hücresi. Çukurun dibi bir anot görevi görürken, çukur ağzındaki yüzeyler katot görevi görmektedirler. İyonik akım elektrolitten geçerken, elektronik akım metalden geçer.	21
3.6	Aralık korozyonu (crevice corrosion).	22
3.7	%18 Ni çeliğinde, korozyonun yorulma gerilmesine etkisi.	24
3.8	Metallerin çözelti içindeki davranışlarından Tip I.....	26
3.9	Metallerin çözelti içindeki davranışlarından Tip II.	27
5.1	Toz Enjeksiyon Kalıplama makinesi ve bölümlerinin şematik görüntüsü.....	52
5.2	Çalışma elektrodu.	54
5.3	Potansiyostatik yöntemle çalışan statik korozyon deney düzeneği.	55
5.4	Statik korozyon hücresi.	55
6.1	Korozyon öncesi (a) TEK-Ti ve (b) CP-Ti'nin SEM yüzey görüntüsü.....	58
6.2	Korozyon sonrası (a) TEK-Ti, pH=6.5, (b) CP-Ti, pH=6.5, (c) TEK-Ti, pH=3 ve (d) CP-Ti, pH=3'de SEM yüzey görüntüsü.	59

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam ediyor)

<u>No</u>	<u>Sayfa No</u>
6.3	Oksitlenmiş numunelerin korozyon sonrası (a) TEK-Ti, pH=3 ve (b) CP-Ti, pH=3'te SEM yüzey görüntüsü.59
6.4	pH=6.5 ve pH=3'de TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin yapay tükürük çözeltisi içerisinde zamana bağlı açık devre potansiyel eğrileri.....60
6.5	Oksitlenmiş TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin pH= 3,0 ve pH=6.5'da yapay tükürük içerisinde zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrileri.61
6.6	Termal oksidasyona uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin yapay tükürük içerisinde pH= 6,5'da zamana karşı açık-devre potansiyel eğrileri.....62
6.7	Termal oksidasyona uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin yapay tükürük içerisinde pH= 3'de zamana karşı açık devre potansiyel eğrileri.62
6.8	Yapay tükürük ortamında TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin pH=6,5'te polarizasyon eğrileri.....63
6.9	Yapay tükürükte pH=3.0'de TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin polarizasyon eğrileri. .64
6.10	Yapay tükürük ortamında, oksidasyona uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin pH=6,5'da polarizasyon eğrileri.....65
6.11	Yapay tükürük ortamında, oksidasyona uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin pH=3,0'da polarizasyon eğrileri.....65
6.12	Nötral ortamda (a) flor içermeyen, (b) 0,01M NaF, (c) 0,1M NaF ve (d) 0,5M NaF içeren yapay tükürükteki TEK-Ti'nin SEM yüzey görüntüsü.67
6.13	pH=6.5'da olan (a) flor içermeyen, (b) 0,01M NaF (c) 0,1M NaF ve 0,5M NaF içeren yapay tükürükteki CP-Ti'nin SEM yüzey görüntüsü.....68
6.14	Orijinal TEK-Ti numunelerin pH 6,5'da değişik oranlardaki flor ortamlarında zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrileri.69
6.15	Orijinal CP-Ti numunelerin pH=6,5'da değişik oranlardaki flor ortamlarında zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrileri.70
6.16	CP-Ti ve TEK-Ti numunelerin PH=3'de 0,01 M NaF ortamında zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrileri.....70
6.17	Oksitlenmiş CP-Ti ve TEK-Ti numunelerin PH=6,5'da 0,1M flor ortamında zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrileri.71

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam ediyor)

<u>No</u>		<u>Sayfa No</u>
6.18	pH=6,5'da orijinal TEK-Ti numunelerin değişik oranlardaki flor ortamında polarizasyon eğrileri.	73
6.19	pH=3'de TEK-Ti numunelerin 0,01M flor ortamında polarizasyon eğrileri.	73
6.20	pH=6,5'da orijinal CP-Ti numunelerin değişik oranlardaki flor ortamında polarizasyon eğrileri.....	74
6.21	pH=3'de orijinal CP-Ti numunelerin 0.01M NaF ortamında polarizasyon eğrileri. .	75
6.22	pH=6,5'da orijinal TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin 0,01M flor ortamında polarizasyon eğrileri.....	75
6.23	pH 6,5'da TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin 0,1M flor ortamında polarizasyon eğrileri.	76
6.24	pH 6,5'da orijinal TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin 0,5M flor ortamında polarizasyon eğrileri.....	77
6.25	TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin asidik ortamda (pH=3,0) 0,01M flor içeren yapay tükürük solüsyonunda polarizasyon eğrilerinin karşılaştırılması.	77
6.26	Oksidasyona uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin pH=6,5'da 0,1M flor solüsyonunda polarizasyon eğrilerinin karşılaştırılması.....	78

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>No</u>		<u>Sayfa</u>
3.1	Bölgesel korozyonun sınıflandırılması.	16
3.2	Dışhekimliğinde karşılaşılan korozyon türleri.	17
3.3	Metallerin Elektromotif Serisi.	28
3.4	Jenkins'e göre uyarılmamış tüm tükürük çizelgesi ortalama değerlerle tükürük bileşimi	35
3.5	Yapay tükürük formülü.	36
3.6	Yapay tükürük formülü.	36
3.7	Yapay tükürük içeriği.	37
5.1	Deneylerde kullanılan yapay tükürük formülü.	53
6.1	Polarizasyon eğrilerinden elde edilen, nötral (pH=6.5) ve asidik (pH=3.0) ortamda TEK-Ti ve CP-Ti'nin korozyon potansiyelleri (Ekor), korozyon akım yoğunlukları (İkor) ve korozyon hızları (CR).	66
6.2	Polarizasyon eğrilerinden elde edilen, nötral (pH=6.5) ve asidik (pH=3.0) florsuz ve florlu ortamda TEK-Ti ve CP-Ti'nin korozyon potansiyellerii (Ekor), korozyon akım yoğunlukları (İkor) ve korozyon hızları (CR).	79

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C	:	Santigrat derece
E_{kor}	:	Korozyon potansiyeli
I_{kor}	:	Korozyon akımı
μm	:	Mikronmetre
Ti	:	Titanyum

KISALTMALAR

ASTM	:	American Society for Testing and Materials
TEK	:	Toz enjeksiyon kalıplama
Cp-Ti	:	Commercially pure Titanyum
i_p	:	Pasifleşme akım yoğunluğu
TEK-Ti	:	Toz enjeksiyon kalıplama ile üretilen titanyum
Ox	:	Oksidasyon
Pa	:	Paskal
SEM	:	Taramalı Elektron Mikroskobu
S	:	Saniye

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Dişhekimliğinde ağız içi restorasyonların yapımında çeşitli metaller ve metal alaşımları kullanılmaktadır. Ağız ortamı, adeta korozyon olması için yaratılmıştır. Korozyon, çevrenin (atmosfer, su içi, toprak altı yanında ağız sıvıları) etkisiyle bir maddenin yüzeyinden başlayarak gelişen bozunması olarak tarif edilebilir (Gil et al. 1999). İnsan tükürüğü inorganik ve organik kaynaklı karmaşık ve değişken bir karışımdan oluşur (Jenkins 1978). Klorür (Cl^-), florür (F^-) gibi agresif anyonlar, ortamdaki oksijen, pH'daki değişkenlikler ve sıcaklık değişimleri korozyon için uygun bir ortam hazırlar (Bilhan 2003, Al-Mayouf et al. 2004, Mabileau et al. 2006, Al-Mobarak et al. 2006). Dişhekimliğinde kullanılan alaşımların korozyonunun biyolojik, fonksiyonel ve estetik etkileri dikkat edilmesi gereken diğer bir olgudur. Korozyon direnci, bir malzemenin biyouyumluluğunda anahtar rol oynar. Metalik restorasyonların ağız ortamında yeterli korozyon direnci olması, kullanımlarında önemli bir tercih nedenidir. Yeterli korozyon direnci olmaması durumunda, kabul edilemeyecek renklenmeler, yüzey pürüzlenmesi ve maddenin özelliklerinin olumsuz etkilenmesi gibi olaylar ile birlikte biyolojik sistem olumsuz etkilenebilir (Bergman et al. 1980, Wright et al. 1982). Protetik restorasyonun takılması sonrası çözünen metalik yapıtaşları hastanın sağlığını doğrudan etkileyebilir. Dişhekimliğinde kullanılan bazı alaşımların allerji olayları ile ilgili olduğundan şüphe edilir (Finkelstein and Greener 1978, Magnusson et al. 1982). Bunlardan en önemlileri nikel (Ni) ve berilyum (Be)'dur. Nikel halen yaygın olarak kullanılmaktadır (Klötzer and Reuling 1990). Bu alaşımlardan doğal veya sentetik tükürük içinde, in vitro veya in vivo koşullarda, belli elementlerin salınması ile ilgili bilgiler sınırlıdır. Buna karşılık elektrokimyasal yöntemler kullanılarak, çok sayıda korozyon testi çalışması yapılmıştır (Pourbaix 1984, Brune 1981, Weber et al. 1985, Hakansson et al. 1986, Pfeiffer and Schwickerath 1989, Simonis et al. 1990, Akdoğan 1998, Canay et al. 1998, Kedici et al. 1998, Milleding et al. 1999, Rondelli and Vicentini 1999, Benatti et al. 2000). Dişhekimliğinde alaşım halinde CrCo, CrNi, NiTi gibi, alaşım veya saf halde altın (Au), titanyum (Ti) gibi veya amalgam gibi birçok çeşit metal kullanılmaktadır (Anusavice, Adya et al. 2006,

Manaranche and Hornberger 2007). Ağız içi restorasyonlarda kullanılan bu metaller, şu ana kadar yapılmış çalışmalarda belirlendiği gibi, tükürüğün de etkisi ile, korozyona uğramaktadırlar (Brune 1981, Weber et al. 1985, Hakansson et al. 1986, Pfeiffer and Schwickerath 1989, Simonis et al. 1990, Canay et al. 1998, Kedici et al. 1998, Milleding et al. 1999, Rondelli and Vicentini 1999, Benatti et al. 2000).

Düşük yoğunluk, yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluk gibi özelliklerinden dolayı saf Ti ve Ti-6Al-4V alaşımları dişçilik ve ortopedik implantların üretimleri için en çok tercih edilen malzemelerdendir (Long and Rack 1998, Chen et al. 1998, C-Nakeo et al. 2000, Venugopalan and Gaydon 2001).

Titanyum dökümündeki en büyük sorunlardan biri titanyumun yüksek sıcaklıklardaki yüksek reaktivitesidir. Bu nedenle, Toz Enjeksiyon Kalıplama (TEK), çeşitli büyüklükteki metal ve seramik parçalarının üretimi için kullanılan yeni bir yöntemdir. Basınçlı döküm ile üretimi mümkün olmayan ya da pahalı olabilen yüksek ergime noktasına sahip alaşımlar için, TEK, şekilli parçaların üretimine olanak sağlamaktadır (Bloyce et al. 1998, Long and Rack 1998, Deligianni et al. 2001, Venugopalan and Gaydon 2001, Aparicio et al. 2003). TEK metodunda, metal tozları, termoplastik bağlayıcı ile karıştırılır ve bir kalıp boşluğuna kalıplanır. Bağlayıcı giderme işleminden sonra kalıplanmış numuneler sinterlenir ve son ürün şekline yakın ve/veya son ürün şeklinde numune üretilir.

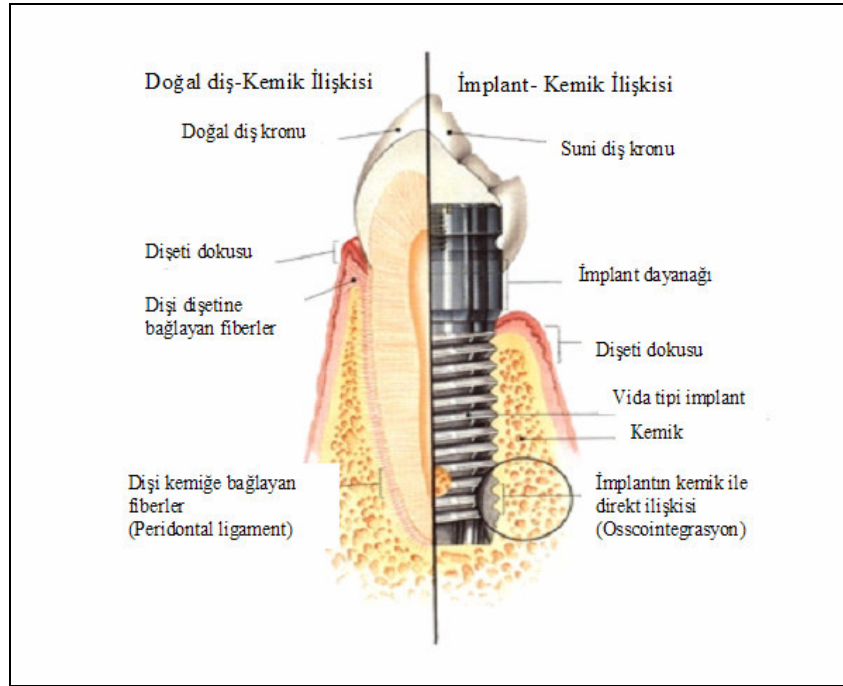
TEK ile Ti ve Ti alaşımlarının üretim prosesleri ve mekanik özellikleri literatürde rapor edilmesine rağmen (Dearnley et al. 2004), TEK ile üretilmiş malzemelerin biyo korozyonu hakkında bilgi oldukça kısıtlıdır. Dolayısı ile bu çalışmada, TEK yöntemiyle üretilen titanyum numunelerinin (TEK-Ti) ve TEK-Ti ile karşılaştırmak için ticari saflıktaki titanyum (CP-Ti) numunelerinin florlu ve florsuz yapay tükürük ortamında pH'a bağlı korozyon davranışları incelenmiştir.

BÖLÜM 2

DİŞ İMPLANTLARI

2.1 DİŞ İMPLANT SİSTEMLERİ

İmplant sistemleri özellikle diş eksikliği nedeniyle çenede oluşan boşluğun yanındaki dişlerin köprü yapmak için kesilmesinin istenmediği durumlarda veya çenenin en arkasında dişin olmadığı ve bu nedenle köprü yapılamayan durumlarda uygulanmaktadır. Bu sistemlerin değişik formları olabileceği gibi günümüzde genellikle vidaya benzeyen implantlar kullanılmaktadır (Şekil 2.1) (Park 1984).



Şekil 2.1 İmplant ile doğal dişin karşılaştırılması (Rather 1996).

Diş implant sistemleri 3 bölümden oluşmaktadır.

- 1) Kemiğin içine yerleştirilen metal parça
- 2) Abutment adı verilen ara metal parça (destek parça)

- 3) Kron adı verilen seramik parça (dişin ağızda görünen bölgesi)

Tasarım açısından diş implant sistemleri iki temel kategoride sınıflandırılabilir (Park 1984):

- 1) Kemik dokunun içine yerleştirilen endosteal (endosseous) sistemler
- 2) Kemik dokunun yüzeyiyle temasa geçen subperiostal sistemler

2.1.1 Endosteal İmplant Sistemleri

Kemiğin içine yerleştirilen bu sistemler diş kökünün biçimine göre çok farklı şekillerde üretilirler. Üretim aşamasında amaçlanan köke benzer bir yapı elde etmektir. Ağız kemik yapısının insandan insana çok çeşitlilik gösterdiği göz önünde bulundurularak kemik yapısına uygun birçok farklı şekle sahip implantlar üretilmeye başlanmıştır. İmplant çeşitlerinin gelişiminde karşılaşılan vakaların ihtiyaçları da etkili olmuştur. Endosteal implant sistemlerini biçimlerine göre 5 gruba ayırılır (Sedel and Rey 1997).

2.1.1.1 Kök Tipi İmplantlar

Kök tipi implant üretiminde, önceleri diş köküne benzer konik yapılar tercih edilmiş, ancak elektrik iletimde yaşanan sorunlar nedeniyle basamaklı silindirik yapılara geçiş olmuştur. Bu implantlar küçük cam veya plastik şişelerde steril olarak paketlenirler. İmplant, plastik şişesiyle birlikte konak bölgeye kadar transfer edilebilir. Cerrah implanta el ile temas etmek zorunda olmadığından bu implantlara operasyon öncesi ön sterilizasyon işlemleri uygulanmaz (Puleo and Nanci 1999).

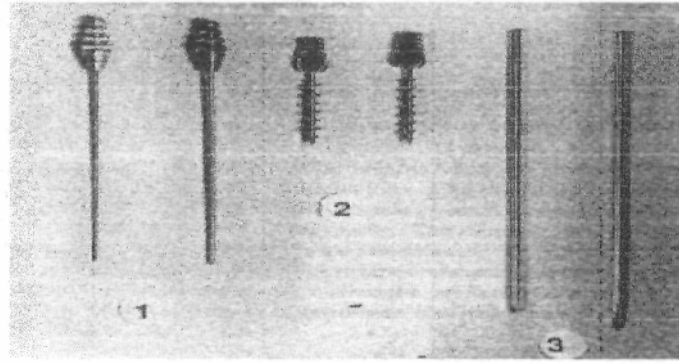
2.1.1.2 Bıçak Tipi İmplantlar

Bıçak tipi implant tasarımlarının tek parça veya implant ve ona eklemlenmiş abutmenttan oluşan iki parça konfigürasyonları mevcuttur. Bu implantlar plastik kalıpları sayesinde birçok yerde kullanım alanı bulabilmektedir. Bu kalıplara ek olarak çoğu implant üreticisi cerrahlara titanyum esaslı bıçak tipi konak bölge kalıbı da sağlar. Konak bölge kalıpları cerrahi müdahalenin gereklerine göre cerrahlar tarafından kesilip yeniden biçimlendirilebilen kalıplardır. Bıçak tipi implantlar ön-fabrikasyon yöntemiyle üretilir ve piyasaya plastik kaplar veya steril paketlerde sunulur. Yerleştirme işlemi sırasında el temasına maruz kaldıkları için

cerrahi işlemden önce sterilizasyon işlemlerine tabi tutulur. Sterilizasyon işlemlerine örnek olarak radyofrekanslı ışınımlı deşarj ve yüzey kirliliklerinin uzaklaştırılması verilebilir.

2.1.1.3 Endodontik Stabilizatörler

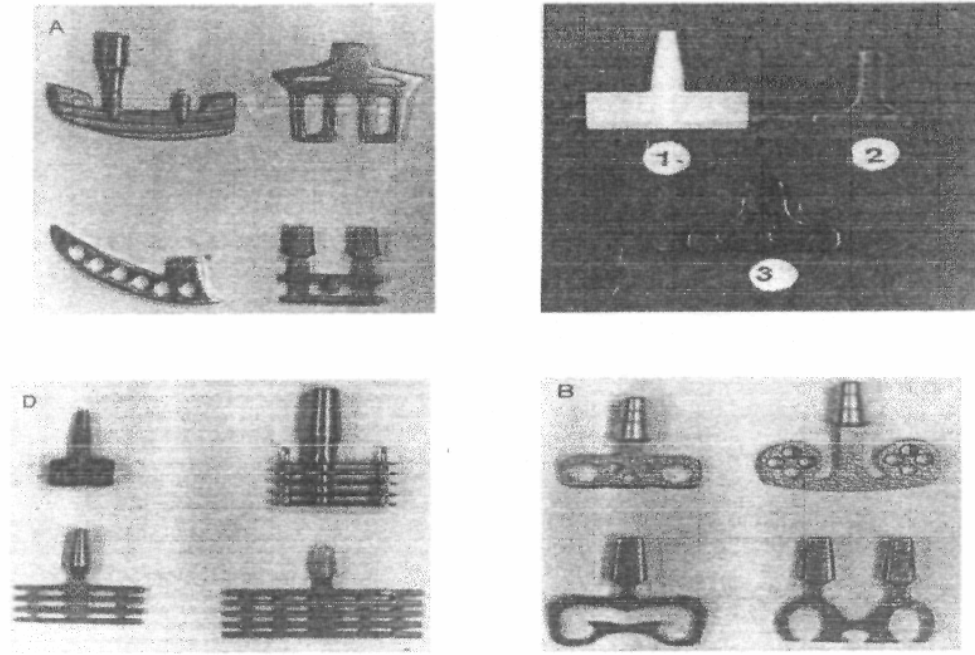
Uzun iğne ve vida şeklinde olan bu implantlar kemiği ve periodental desteği az olan bölgelerde kullanılırlar. Çapları diş kökünün içinden geçebilecek kadar incedir (Şekil 2.2). Dişten kemiğe doğru mekanik kuvvet transferini sağlarlar.



Şekil 2.2 Endodontik stabilizatör örnekleri (Park, 1984).

2.1.1.4 Tabaka Tipi İmplantlar

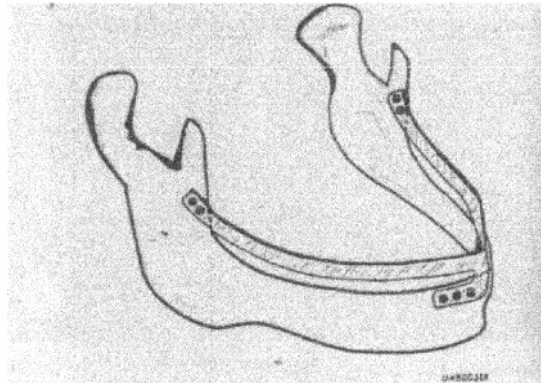
Kemiğin kök tipli implantlar için çok dar olduğu durumlarda kullanılırlar. Bu implantlar daha çok düz ve uzun çene kemiklerine uygulanırlar. Tek parça ya da kökün içine yerleşen metal implant ve abutmenttan oluşan iki ayrı parça olarak üretilirler. İkili parçalarda, bıçak tipi implantlarda olduğu gibi abutment implant içine vidalanır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 Tabaka tipi implant örnekleri (Park 1984).

2.1.1.5 Çerçeve Tipi İmplantlar

Boş alt çene kemerine uygulanırlar. Uygulanma yöntemi ortopedik implantlara benzer. Tek operasyonla takılırlar. Cerrahi yerleştirme sürecinde çene yapısına göre şekillendirilirler. Cerrahin el teması söz konusu olduğu için sterilizasyona tabi tutulurlar. Sulandırılmış asitlerle pasifleştirilir, ultrasonik banyoya sokulur, son olarak da otoklavda kurutulurlar.

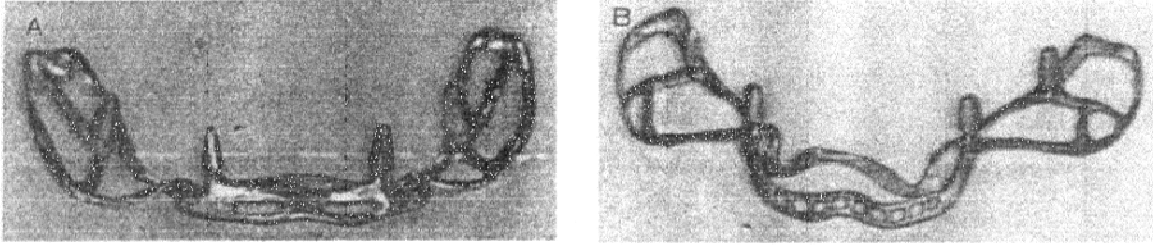


Şekil 2.4 Çerçeve tipi implant örneği (Park 1984).

2.1.2 Subperiosteal İmplant Sistemleri

Subperiosteal implantlar çene kemiğinden kayıpların çok olduğu, endosteal implantların kemiğin içine yerleştirilmesinin mümkün olmadığı ya da oldukça zor olduğu bölgelere uygulanırlar. Bu implant sistemleri parça ya da bir bütün halinde çeneye geçirilerek kullanılırlar (Rather 1996).

İmplant kalıplarının altyapısı ağ şeklindedir ve kobalt-krom-molibden alaşımından oluşmaktadır (Şekil 2.5). Bu implantlar ağız boşluğundaki yumuşak dokuya doğru uzanan 4 ile 7 arasında değişen sayıda köprü noktası içerirler. Diş kronları bu abutmentların üzerine yerleştirilir. İmplantlar temizlik ve uyku peryotları için takılıp çıkarılabilir özelliğe sahiptir (Shackelford 1999).



Şekil 2.5 Subperiosteal implant örnekleri (Park 1984).

2.2 DİŞ İMPLANT MALZEMELERİ

2.2.1 Titanyum

Günümüzde artık tüm dünya, implantta metal parça malzemesi olarak saf titanyum kullanmaktadır. Titanyumun tercih edilmesinin en önemli nedeni, mekanik dayanım ve biyolojik uyumluluk açısından, var olan malzemeler arasında optimum sonuçların elde edildiği bir malzeme olmasından kaynaklanmaktadır (Anıl 2003).

Saf titanyum, oda sıcaklığında açık havayla veya suyla temasa geçince, üzerinde 3-5 nm kalınlığında bir oksit tabakası oluşmaktadır (Adya et al. 2006). Bu tabaka titanyumun biyolojik ortamdaki korozyon direncini arttırarak implant ömrünün uzamasını sağlar. Titanyum ayrıca daha önceden implant malzemesi olarak kullanılan kıymetli metallere oranla

daha ucuz ve hafif bir metal olduğu için de çok talep görmektedir. Ancak diş hekimleri teknik açıdan bakıldığında titanyumun da birçok sorunu olduğunu belirtmektedirler (Park 1984).

İmplant malzemesi ile kemik doku arasındaki temas yüzeyinin uyumluluğu implant malzeme gelişiminde üzerinde en çok araştırma yapılan konudur. İmplant malzemesine daha fazla kemik bağlanması istenmektedir. Günümüzde kullanılan titanyum hücresel düzeyde kemiğe hidrojen ya da van-der-waals gibi zayıf bağlarla bağlanmaktadır. Henüz kemiği kendine titanyumdan daha çok çeken bir malzeme geliştirilememiştir. İmplant malzemesine daha fazla kemik bağlanması için kemik-implant etki yüzeyini artırma yoluna gidilmektedir. Bu nedenle günümüzde implantların yüzeyi kaplama ile pürüzlendirilir (Garcia-Alonso et al. 2003). Yüzey pürüzlülüğü arttıkça etki yüzeyi artar ve daha sıkı bir implant-kemik etkileşimi söz konusu olur (Deligianni et al. 2001). Günümüzde implant malzemeleri pürüzlendirilmek için ya asite daldırılmakta, ya da Al_2O_3 seramik tozları ile kaplanmaktadır (Yürüker 2003). Bu işlem yüzeyin alanının 6-10 kat arasında büyümesini sağlar. İmplant-kemik uyumluluğunu arttırabilmek için önceleri implant yüzeyinin kemiğin yapısında bulunan hidroksiapatit tabakasıyla kaplanması yoluna gidilmiştir (Souto et al. 2003). Ancak hidroksiapatitin doku içinde erimesinin implant kemik adaptasyonunu azalttığı gözlemlenmiştir (Yürüker 2003). Bu nedenle bu uygulamadan vazgeçilmiştir. Günümüzde bu konuda yapılan çalışmalar daha çok yüzey işlemlerinin kontrolünü amaçlamaktadır. Kemiğin yapısına göre hangi boyutlardaki pürüzlülüğün kemik doku-implant etkileşimi için daha olumlu sonuçlar vereceği araştırılmaktadır (Deligianni et al. 2001). Uygulanan yüzey işleminin diğer bir önemi implantın kemik yapısına tam olarak oturmasını sağlamasıdır. Bu şekilde iyileşme döneminde implantın yerinden oynaması önlenir (Anıl 2003).

Saf titanyumla karşılaştırıldığında daha iyi mekanik dayanımına sahip titanyum alaşımları, kemiğe yerleştirildiklerinde biyouyumluluğu saf titanyuma oranla %60'lardan %40'lara düşürmektedir. O nedenle son dönemlerde bu malzemeler kullanım açısından pek rağbet görmemektedir (Anıl 2003).

2.2.2 Paslanmaz Çelikler

Paslanmaz çelik, demir esaslı alaşımlar içerisinde implant olarak en fazla kullanılanıdır. Esas itibari ile demir Cr alaşımı olan paslanmaz çeliklerin 316, 317 ve 316L tipleri plaka ve çivilerde kullanılmaktadır. Tane sınırlarına karbürlerin çökmesi nedeni ile korozyon

tehlikesi, 316 paslanmaz çeliğin yerine daha az karbonlu 316L paslanmaz çeliğin kullanımını teşvik etmiştir. Paslanmaz çelikler, yorulma dayanımı ve yüksek yük taşıma kapasitesinden dolayı, yüksek riskli implantasyonlarda diğer alaşımlardan daha çok tercih edilir. Bununla beraber uzun vadeli implantasyonlarda maksimum korozyon dayanıklılığı ve dolayısı ile metalürjik üretim etkileri önem kazanır (Fathi et al. 2003)

Östenitik paslanmaz çelik alaşımında Fe, Cr, Ni, Mo ve Mn gibi metaller vardır ve bunlar insan vücudu için gereklidir. Ancak fazlası toksiktir ve çok elektropozitiftir. Bu 5 metalden toksik olmadığı bilinen sadece Fe'dir. Mekanizma Fe bileşimini mikrop kırıcı (Lysosomen) içinde toplayarak işler.

Cr elementinin kanda düşük düzeyde yayıldığı durumda bir zararı olmadığı halde miktarı arttıkça toksik etkisinin arttığı görülmüştür. Ağız yoluyla alınan Cr bileşikleri vücutta düşük düzeyde emilirler. Cr'nin bağışıklık sistemini yaygın olarak kuşatmasına rağmen dokulardaki yaygınlık oranı aşırı değişkendir ve normal seviyeyi tespit etmek oldukça güçtür. Cr ağız yoluyla yüksek dozda alındığında böbrek ve kalp ile ilgili şoklara neden olabilmektedir. Cilt ile direkt temasından da ülser meydana gelebilmektedir (Langard 1973). Solunum yoluyla alınması halinde akciğer kanseri yapmaktadır. Vücut hassasiyetini artırdığı konusunda da tartışmalar vardır (Polak 1973).

Mo elementinin ise hayvanlar üzerinde yapılan in vivo çalışmalarda kesin toksik etkisi görülmüştür. Yüksek dozda kullanımı bağırsakların bozulması, koma haline ve kalbin şoka girmesine dahi neden olabilmektedir. Ayrıca kalsiyum ve fosforun vücut tarafından emilimini önleyerek kemik erimesini hızlandırdığı bilinmektedir. Kandaki Ni elementinin normal seviyesi 5 µg/lit iken bu oranın artması durumunda, özellikle böbrekteki yoğunluğunun artmasının ardından hipofiz bezi, dalak ve ciltde de seviye artmaktadır. Ni etkisi ile bu organlarda kanser oluşumunun yanı sıra, vücut genelinde de yüksek hassasiyet gelişmektedir (Williams 1981).

Östenitik paslanmaz çeliklerin, protez malzemesi olarak kullanımı ASTM ve BSI tarafından tavsiye edilmiştir. Alaşım tamamen pasif haldeyken yakın dokuda iyi tolere edildiği bilinmektedir. Fakat zamanla iyonların taşınması ile doku reaksiyonları ile karşılaşmaktadır (Gümüşderelioğlu 2002). Bu reaksiyonlar proteze direk temasla veya aşınma ürünlerinin ortama, ardından da vücut sıvılarına karışması ile gerçekleşir (Williams 1976).

2.2.3 Polimer Malzemeler (Plastik Dişler)

Polimerler implantların daha çok kuron bölgelerinde kullanılmaktadır. Kuron bölgede kullanılan polimerler literatürde plastik diş olarak adlandırılmaktadır. 1940'lerden önce takma diş kuron malzemesi olarak en yaygın kullanıma sahip polimer vulkanitti. Vulkanit'in tercih edilmesinin sebebi yüksek derecede çapraz bağa sahip olan mukavemeti yüksek doğal bir kauçuk olmasından kaynaklanmaktadır. Ancak renklendirilmesindeki sorunlar ve tükürkle uzun süreli temasında yapısında meydana gelen bozulmalara rastlandığı için artık bu malzeme çok fazla kullanılmamaktadır. Günümüzde tüm dünya plastik diş kuron malzemesi olarak akrilik resin kullanılmaktadır (McCabe and Walls 1998).

Plastik diş olarak kullanılacak polimerlerden beklenen özellikler; yapısal ve kimyasal kararlılık, düşük ısı iletkenlik, yüksek mukavemet ve doğal dişinkine benzer dış görünümüdür. Bu özelliklerin dışında, ağız florasında tahribata uğramayan ve ekonomik açıdan tedarik edilmesi sorun yaratmayacak polimerler tercih nedenidir. Belirtilen özelliklerin hepsine olmasa bile birçoğuna sahip olan akrilik resin implant tasarımlarında en çok kullanılan polimerik kuron malzemesidir (McCabe and Walls 1998).

Polimerler, düşük dayanımlarından dolayı kuron malzemesi olarak çok fazla tercih edilen malzemeler değildirler. Ancak sentetik olarak üretilebilmeleri ve doğal dişinkine benzer saydam görünümleri gibi avantajları vardır. O nedenle günümüzde polimerlerin dayanımını arttırmak amacıyla alternatif yollar denenmektedir (Gümüşderelioğlu 2004). Özellikle polimer kompozitler üzerine kapsamlı çalışmalar yürütülmektedir (McCabe and Walls 1998, Gümüşderelioğlu 2004).

2.2.3 Seramik Malzemeler (Porselen Dişler)

İmplantın abutment ve kuron bölümlerinde kullanılmak için tercih edilen malzemeler biyoseramik oksitlerdir. Metallerden daha düşük mukavemete sahip olmalarına rağmen metaller ve plastikler gibi biyolojik ortamlarda korozyon ya da bozunmaya metallere oranla daha dayanıklıdırlar. Seramiklerin moleküler yapıları canlı dokulardan çok farklı olmasına rağmen canlı doku içinde kararlı özellik gösterirler. Ayrıca zirkonya ve alumina implantlarla in vivo ve in vitro ortamlarda yapılan çalışmalar göstermiştir ki bu implantlar dokuya ters

cevap vermemekle birlikte dokuyla temas içinde buldukları ortamlarda yüksek derecede kabul görmektedirler. Biyoseramik oksitler kemik dokuya kimyasal bağ ile bağlanmazlar ve bundan dolayı inert biyomalzemeler olarak tanımlanırlar (Black and Hastings 1998, Gümüşderelioğlu 2002).

Alumina ve zirkonya seramikleri kök taklitleri, endosteal vida, bıçak ve mandal tipi diş implantları için kullanılırlar. Kök ve bıçak formundaki implantlar için kullanılan polikristalin alumina önceleri yapılan testlerde uygun mekanik dayanıklılık özelliği gösterirken, uzun zamanlı klinik sonuçlara bakıldığında malzeme özelliklerinde ve implant tasarımlarına bazı kısıtlamalar getirdiği gözlenmiştir. Ancak tek kristalin alumina polikristaline oranla daha iyi mekanik dayanıklılık göstermiştir. Ayrıca daha fazla yüke de dayanıklıdır. Bu nedenle bir basamaklı tek katmanlı kristalin alumina implantları sıklıkla kullanılmaktadır. Zirkonyanın mekanik dayanıklılığı tek katmanlı kristalin aluminaya oldukça benzemesine, ayrıca aluminayla karşılaştırıldığında kırılma tokluğunun çok daha yüksek olmasına ve daha az maliyetli üretim imkanı olmasına rağmen, henüz zirkonyadan yapılmış diş implantları yaygın olarak kullanılmamaktadır. Çünkü zirkonyanın biyolojik ortamdaki bozunma oranı aluminadan fazladır (Black and Hastings 1998).

Günümüzde hastalar özellikle ön dişlerine yapılacak implantasyonlarda porselen kuronları tercih etmektedirler. Kıymetli metal alaşımları kullanılarak hazırlanmış metal-seramik restorasyonlar uzun yıllar boyunca başarıyla uygulanmalarına rağmen, hastaların mutlak estetik beklentileri nedeniyle artık pek fazla kullanılmamaktadır. Mevcut metal-seramik sistemlerinin ışık geçirme özelliklerindeki yetersizlik ve dişeti kenarında renk değişikliklerine neden olmaları, bu sistemlere estetik açıdan önemli dezavantajlar getirmektedir. Porselenin hammaddesi olan seramikler yarı saydam olmalarından dolayı doğal diş görüntüsüne ve dişin yerini alabilecek optik özelliklere sahiptirler. Bunun yanı sıra seramikler ağız içinde kimyasal kararlılık gösterdikleri, ısıl genleşme katsayıları doğal dişinkine yakın olduğu ve vücutla herhangi bir etkileşime girmedikleri için de tercih sebebidirler. Ancak seramiklerin özellikle arka dişlerin kaldığı gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksız olmaları ve takılma işlemlerinin teknik olarak zor olması kuron malzemesi olarak kullanılmalarını kısıtlamaktadır (Whittersa et al. 1999).

Hidroksiapatit (HA) kemiğin mineral fazındaki seramik halidir. Kalsiyum fosfat partiküllerinin reaksiyonu sonucu (CaHPO_4 veya $\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$) elde edilen bir yapı türüdür.

Günümüzde bu malzeme üzerine çok yoğun araştırmalar devam etmektedir. Hidroksiapatit ve biyocam gibi bioaktif seramiklerin tıp ve diş hekimliğinde kemik hatalarının tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu malzemeler kemiğin gözenekli yapısına benzetilebilir ve biyouyumluluklarının yanı sıra yüke de dayanıklı olabilirlerse, uygun bir malzeme olarak kabul edilebilirler. Yapılan bir çalışmada (Yürüker 2003), hidroksiapatit ile kaplanmış implantlarda kısım kısım hücrelerin implant yüzeyinde mineral hidroksiapatit tortuları bıraktığı saptanmıştır.

BÖLÜM 3

KOROZYON VE AĞIZ ORTAMI

3.1 KOROZYON

Korozyon, metalin içinde bulunduğu ortam ile kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyona girerek metalik özelliklerini kaybetmesidir. Metallerin büyük bir kısmı su ve atmosfer etkisine dayanıklı olmayıp, normal şartlar altında bile korozyona uğrayabilir. Bütün metaller doğada mineral olarak buldukları hale dönüşmek eğilimindedir. Doğada mineraller, söz konusu metalin en düşük enerji taşıyan bileşiği yani en kararlı halinde bulunurlar. Bu mineraller özel metalurjik yöntemlerle ve enerji harcanarak metal haline getirilir. Ancak metallerin çoğu, element halinde, termodinamik olarak kararlı değildir. Uygun bir ortamın bulunması halinde üzerinde taşınmış oldukları kimyasal enerjiyi geri vererek yeniden minimum enerji taşıyan kararlı bileşikler haline dönüşmek isterler. Bu sebeple korozyon olayı enerji açığı çıkararak kendiliğinden yürür. Bazı soy metaller hariç teknolojik öneme sahip bütün metal ve alaşımlar korozyona uğrayabilir (Doruk 1982, Çakır 1990, Üneri 1998).

Ağız ortamı adeta korozyon için yaratılmıştır. Sıcaklıktaki değişimler, sürekli ıslaklık, gıdaların neden olduğu pH değişiklikleri, oksijen basıncı oynamaları gibi olaylar hep korozyona katkıda bulunan faktörlerdir. Ağızda korozyonun, iyonlar, gıda, sıvı ve diş fırçası etkisiyle uzaklaştırıldığı için sürekli olduğu düşünülmektedir.

Korozyon çoğunlukla istenmeyen bir durumdur. Diş hekimliği uygulamalarında tek yararlı olduğu düşünülen durum, amalgam dolguların etrafında oluşan korozyondur, çünkü korozyon ürünleri kenar aralığını tıkar ve ağız içi bakterilerin ve sıvıların sızıntısını engeller.

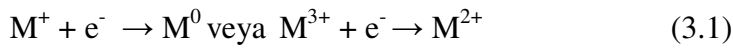
Ağız içine yerleştirilen bir restorasyon veya aygıt, çeşitli etmenlerin etkisiyle korozyona uğrar. Statik koşullardaki salınım ile dinamik koşullardaki (örneğin çiğneme basıncı altındaki) salınım birbirlerinden dikkatle ayrılmalıdır. Statik koşullarda elektrolit içine daldırılmış

malzemenin yüzeyinde korozyon ürünlerinden oluşan bir koruyucu veya yarı koruyucu bir tabaka oluşmaktadır. Böylece, örneğin amalgam yüzeyinde korozyon ürünü olarak ortaya çıkan kalay, birikir ve korozyon hızını düşürür. Böyle korozyon ürünleri yüzeye gevşek bir şekilde bağlı olabildikleri için, diş fırçalama gibi işlemlerle kolaylıkla uzaklaşırlar ve ardından korozyon hızlarında artış tekrar ortaya çıkar. Sadece statik koşullarda amalgamın yüzeyinden zamana bağlı civa salınımlarında ciddi düşüşler olabilir (Brune 1981), çünkü yüzeyde korozyon ürünleri rahatsız edilmeden bir tabaka oluşturabilirler. Böyle bir durum söz konusu olmadığı için, korozyon, dolayısıyla civa salınımları tüm hızıyla devam edecektir. Aynı durum kobalt esaslı alaşımlar (Brune 1985), altın ve gümüş için de söz konusudur (Brune et al. 1980).

Dinamik koşullarda durum tamamen değişirken, gerilmeli korozyon çatlaması öne çıkmaktadır. Sadece statik koşullara göre aralıklarla amalgamın yüklemeye maruz bırakıldığı durumlarda toplam civa salınımlarında artışlar olur. Böyle yüklemeye maruz durumlarda amalgam yüzeyi kırılabilir (Herø et al. 1983).

Korozyona uğrayan metal yüzeyinde elektron kaybına bağlı olarak pozitif iyonlar oluşur. Açığa çıkan elektronlar katodik bölgelerde indirgenme reaksiyonlarında harcanırlar. Katotta elektronların harcanmasını sağlayan bir reaksiyon oluşabilir. Bunun için birçok ihtimal vardır ve genellikle ortamın şartlarına bağlıdır:

Katot bölgelerinde çözelti içindeki metal iyonları elektron alarak metal veya daha düşük değerlikli iyonlara indirgenebilirler:



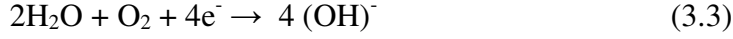
gibi metal iyon redüksiyonu olabilir.

Çözeltide bulunan hidrojen iyonları hidrojen gazına dönüşebilir:



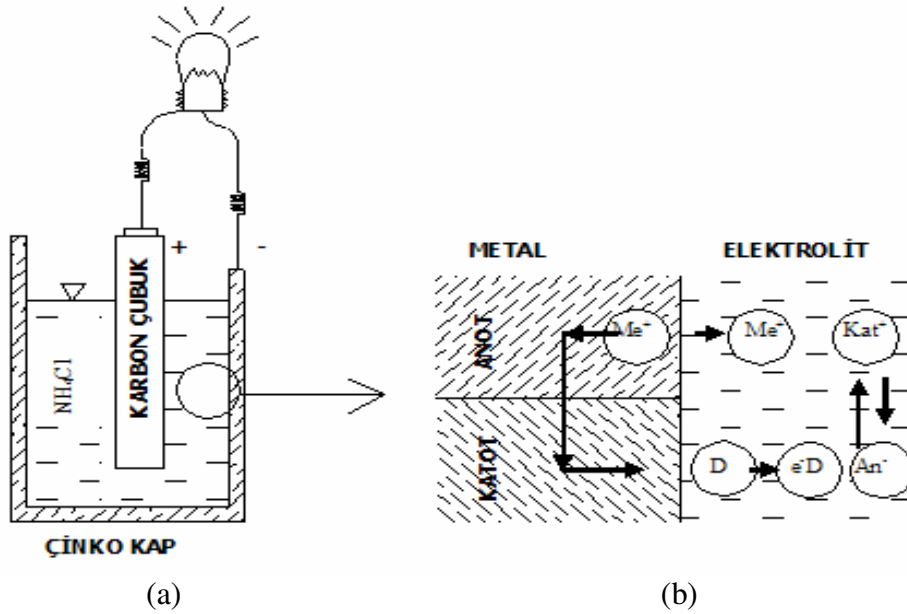
Hidrojen iyonları redüksiyonu veya:

Çözeltide çözülmüş havanın oksijeni hidroksil iyonlarına redüklenabilir ki bu olay korozyonda en önemli katodik olaydır ve her tür sulu ortamdaki en önemli katodik reaksiyondur:



Çözünen oksijenin reaksiyonu.

Bu olaylara redüksiyon reaksiyonları denir. Elektrolit bu durumda katotta ihtiyaç duyulan iyonları getirmeye ve anottaki korozyon ürünlerini uzaklaştırmaya yarar. Bu basit elektrokimyasal hücre prensibi aslında bir pildir (Şekil 3.1). Elektrokimyasal korozyonun sürekli olabilmesi için, anottaki oksidasyon reaksiyonları ile elektron üretimi, katottaki redüksiyon reaksiyonları ile elektron tüketimi tam olarak dengelenmelidir.



Şekil 3.1 Korozyonun elektrokimyasal oluşum düzeni: (a) Pil, (b) Korozyon hücresinde yer alan olaylar (Doruk 1982).

Elektromotif kuvvet serisi elektrokimyasal korozyonun temelini oluşturur ve elementlerin suda çözünme eğilimlerine göre düzenlenmiş bir sınıflamadır. Eğer iki metal bir elektrolite daldırılırsa ve elektriksel bir iletkenle birbirlerine bağlanırsa, bir elektrik çift oluşur. EMF (electromotive force= elektromotif kuvvet) serisi bize sadece elektrokimyasal bir reaksiyon olup olmayacağını söyler, fakat olursa ne hızda gerçekleşeceğini hiçbir zaman öngöremez.

Korozyon, ancak ortamda belirli bir metalin iyonlarına doygunluk söz konusu olup, metal yüzeyinde kristalleşen kimyasal bileşiklerin olayı mekanik olarak engellemesi ile kısmen durabilir. Ağız ortamında genellikle çözünen iyonlar gıda, sıvılar ve diş fırçalama ile ortamdan uzaklaştırıldığı için korozyon durmadan devam eder.

3.1.1 Korozyon Türleri

Korozyonun çeşitli türleri vardır: Öncelikle korozyon bölgesel (lokal) ve tek düze (homojen) olarak ele alınır. Mühendislik açısından daha önemli olan bölgesel korozyon 3 ana başlık altında incelenir:

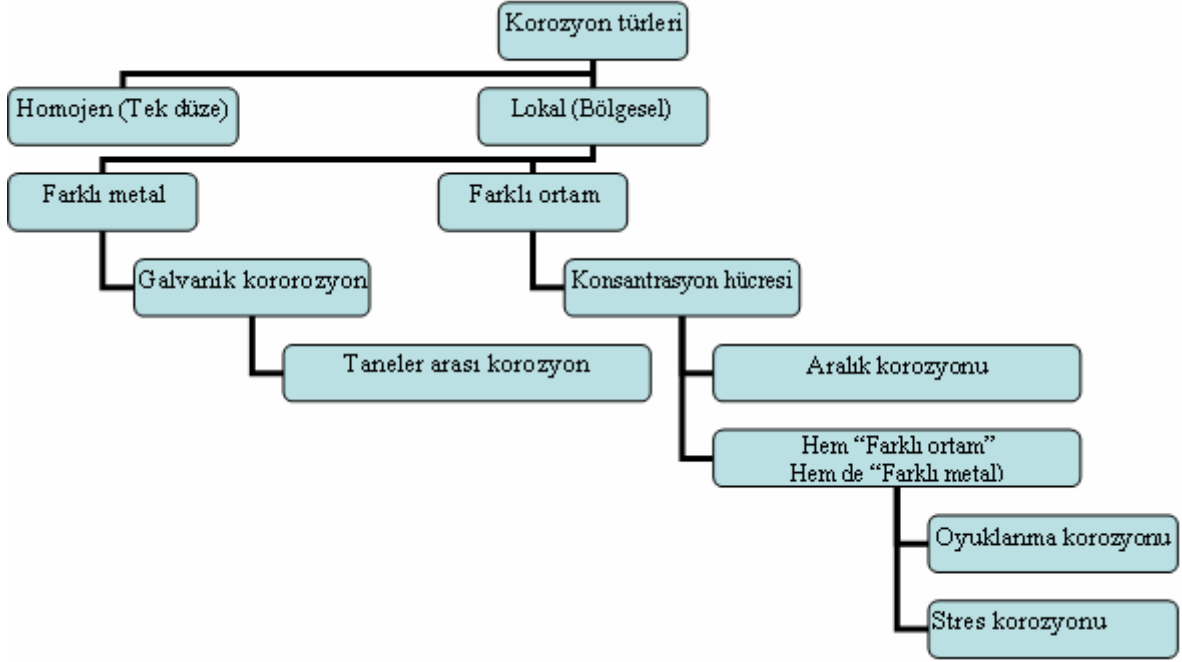
- 1) Gözle görülebilen korozyon (Makro Korozyon)
- 2) Mikroskopla görülebilen korozyon (Mikro Korozyon)
- 3) Karışık korozyon (Mikro+Makro Korozyon)

Çizelge 3.1 Bölgesel korozyonun sınıflandırılması (Çakır 2002).

I – Makro Korozyon	II – Mikro korozyon	III - Makro+ Mikro korozyon
Galvanik korozyon	Tanelerarası korozyon	Erozyon korozyonu
Seçici korozyon	Gerilim korozyon çatlaması	Titreşimli korozyon
Tabakalaşma	Korozyonlu yorulma	Hidrojen çatlaması
Aralık korozyonu		
Oyuklanma korozyonu		
Kavitasyon korozyonu		

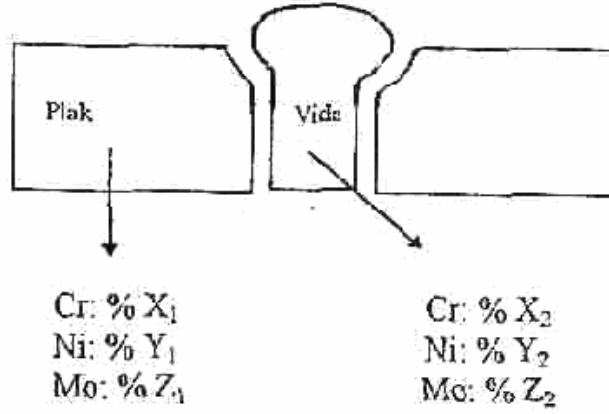
Çizelge 3.2’de dişhekimi açısından önem taşıyan korozyon türleri şematik olarak sunulmuştur. Bunlardan en sık karşımıza çıkanlar, kısaca açıklanacaktır.

Çizelge 3.2 Dişhekimliğinde karşılaşılan korozyon türleri (Çakır 2002).



3.1.1.1 Galvanik Korozyon (Makro Korozyon)

Aralarında potansiyel farkı olan iki metal aynı elektrolitin içerisinde bulunuyorsa ve de ikisi birbirine bir elektrik temas olacak şekilde yerleştirilmişse, bu iki metal arasında bir potansiyel oluşur. Anot olan metalden katot olana doğru elektron akımı gerçekleşirken anot metalinde çözünme gözlenir. Bu tip korozyona galvanik korozyon denir. Bu nedenle farklı metaller bir arada kullanılmamalıdır. Aynı metalden yapılmış protezler arasında dahi üretim işlemlerine bağlı potansiyeller olabilir ve galvanik korozyon ortaya çıkabilmektedir. Şekil 3.2’de galvanik korozyonun mekanizması verilmiştir.



Şekil 3.2 Galvanik korozyon (Aydingöz 1994).

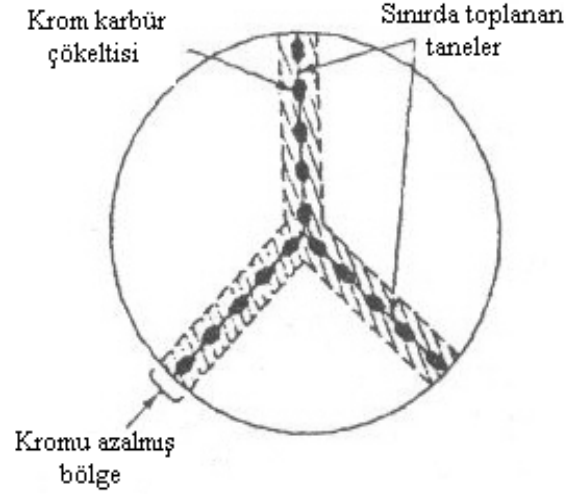
Korozyon olaylarında metaller hiçbir zaman kendi iyonları ile denge halinde bulunmaz. Bu nedenle galvanik korozyon olaylarında standart elektrot potansiyelleri yerine, galvanik seride yer alan deniz suyu içindeki potansiyellerinin alınması daha uygundur (Doruk 1982, Üneri 1998).

Galvanik bir hücrede korozyon hızı, yürütücü kuvvet olan anot ve katot arasındaki potansiyel farkına bağlıdır. Ancak bu fark, polarizasyon nedeni ile zamanla azalır. Polarizasyon genellikle katot bölgesinde görülür. Galvanik korozyon hızına aynı zamanda, çevre elektrolitin iletkenliği ve katot/anot yüzey alanı oranı da etki yapar. Eğer elektrolitin iletkenliği yüksek ise korozyon geniş bir alanda kendini gösterir. İletkenliğin düşük olması halinde iki metalin temas ettiği bölgede dar bir alanda şiddetli olarak ortaya çıkar. Katot/anot yüzey alanı oranı da pratikte büyük önem taşır. Bu oranın büyük olması yani büyük bir katot yüzeyine karşı anot yüzey alanının küçük olması, anot akım yoğunluğunun artmasına ve dar bir bölgede şiddetli korozyon oluşmasına neden olur (Doruk 1982, Çakır 1990, Yalçın ve Koç 1991, Üneri 1998).

3.1.1.2 Tanelerarası Korozyon

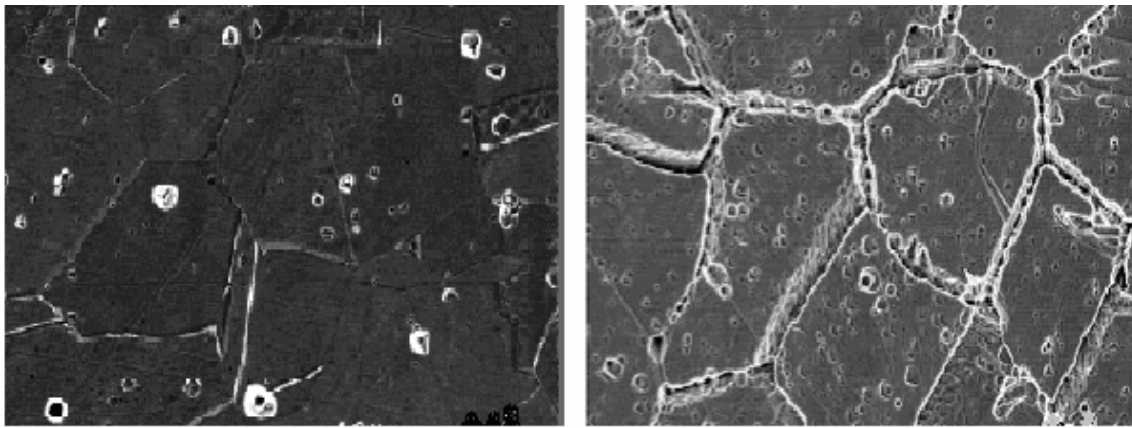
Tanelere göre tane sınırları daha aktif yapıya sahiptir. Bu durum iki farklı ortam oluşturur. Bir paslanmaz çelik belirli bir sıcaklığa ısıtılıp soğutulduğunda, Cr, C ile reaksiyon meydana getirir. $Cr_{23}C_6$ 'lar tane sınırlarına çöker, dolayısıyla tane sınırlı Cr'ce fakirleşir ve bu bölgeler Cr'ce zengin tane içleri ile bir galvanik çift oluşturarak çözünürler. Tanelerarası korozyonun en tipik örneği paslanmaz çeliklerde görülür (Şekil 3.3). Bu çelikler yüksek sıcaklıkta ısıt

işleme tabi tutulursa veya kaynak yapılırsa, çelik içinde bulunan C ile Cr, $Cr_{23}C_6$ bileşimini oluşturur. $Cr_{23}C_6$ kendisi korozyona uğramaz. Ancak, taneler arasındaki sınır bölgelerinde birikerek bu bölgeleri korozyon açısından zayıf bir hale getirir (Doruk 1982, Çakır 1990, Yalçın ve Koç 1991, Üneri 1998).



Şekil 3.3 Paslanmaz çelikte taneler arası $Cr_{23}C_6$ çökeltisi (Yalçın ve Koç 1991).

Şekil 3.4'te 316L paslanmaz çeliğin normal şartlardaki mikroyapısı, Tanelerarası korozyona uğramış 316L paslanmaz çeliğin mikroyapısı verilmiştir (Aydoğdu ve Aydınol).



a) Normal mikroyapı

b) Tanelerarası korozyona uğramış mikroyapı

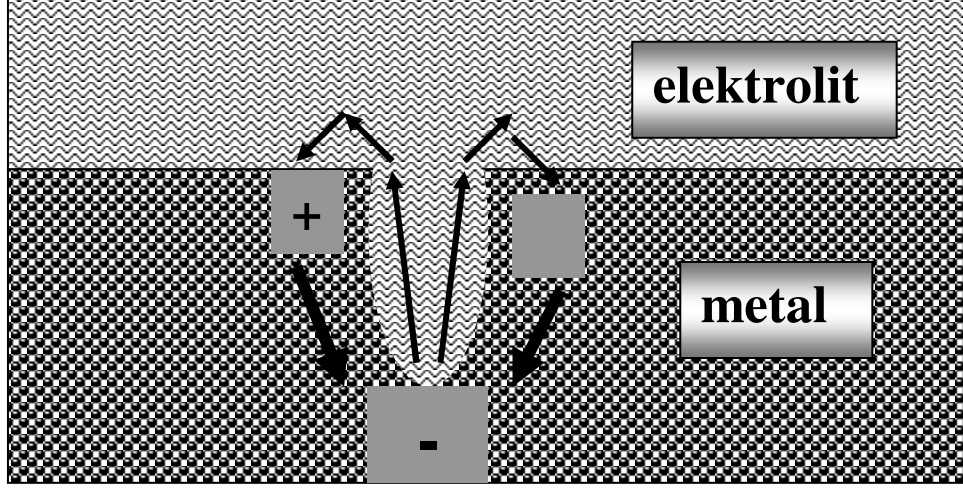
Şekil 3.4 316L paslanmaz çeliğin normal mikroyapısı ile tanelerarası korozyona uğramış mikroyapısı (Aydoğdu ve Aydınol).

3.1.1.3 Oyuklanma Korozyonu (Makro Korozyon)

Oyuklanma, ağıktaki metal yüzeyleri üzerinde oluşan lokalize korozyon saldırısı olarak tanımlanabilir. Oyuklanma belirli bir ortamda, metalin potansiyeli, metal oksit filminin anodik çözünme (oyuklanma) potansiyelini geçtiğinde gerçekleşir. Belirli bir ortamda, metalin anodik oyuklanma potansiyeli, korozyon potansiyeline eşit veya daha düşük ise, spontane, yani kendi kendine, bir oyuklanma oluşması beklenmelidir. Metaller ve alaşımları yüzeylerinde oluşan oksit ürünleri etkisi ile korunabilirler. Bu nedenle, metalin korozyon direnci, metalin içinde bulunduğu belirli ortamda yüzeyinde oluşabilen oksit tabakasının devamlılığına ve koruyuculuğuna bağlıdır. Çoğunlukla korozyon saldırısı yine de devam eder, ancak korozyon hızı ihmal edilebilir bir seviyeye iner. Bu duruma pasif durum denir: Metal, yüzeyinde pasif film oluşması ile korunmalı bir hale gelir. “Pitting potential”, yani oyuklanma (çukurcuk) gerilimi (potansiyeli), oyuklanmanın başladığı, “volt” cinsinden verilen potansiyeldir. Oyuklanma geriliminden daha düşük gerilimlerde dahi pasif film yer yer bozulur ve oyuklanmanın başladığı yerlerde akım yoğunluğu çok yükselir, ancak yeni bir oksit filmi oluşması ile “yara iyileşir”. Metalin pasifleşmesi gerçeği, hiç çözünmeyeceği anlamına gelmez. Korozyonu oluşturan itici güç her zaman vardır, ancak pasif filmin oluşmasıyla çözünme yavaşlar. Pasif tabakadaki Cl⁻ iyonları film tabakasını zayıflatır, böylece “pitting”, yani oyuklanma (çukurlaşma) korozyonu başlatırlar ve ortamda Cl⁻ iyonları bulunmaması, film tabakasının bu tür korozyona karşı daha dirençli hale gelmesini sağlar (Doruk 1982, Çakır 1990, Yalçın ve Koç 1991, Üneri 1998).

Oyuk içindeki en derin yerdeki metal atomlarının iyonize olarak çözeltilmeye geçmesi ile oyukun daha da derinleşmesi söz konusudur (Şekil 3.5). Bu tür korozyon oldukça hızlı gerçekleşebilir ve harabiyet düzgün bir yüzeyde beklenenden çok daha erken meydana gelebilir. İşte bu nedenle dış hekimliğinde kullanılan tüm metaller çok iyi cilalanmalıdır.

Yüzeyin parlatılması, çoğu kez çukurcuk korozyonuna önemli etki yapar. Oyuklanma korozyonu ya da yerel korozyon parlatılmış yüzeylerde bilinmiş ya da asitle aşındırılmış yüzeylerden daha az olur. Genellikle parlatılmış yüzeylerde oluşan çukurcuklar daha büyüktürler ve pürüzlü yüzeylerde oluşarlardan daha çabuk metal içine işlerler (Üneri 1998).



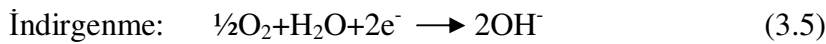
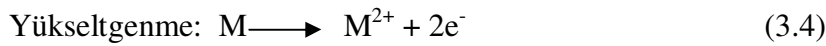
Şekil 3.5. Oyuklanma ile oluşan bir korozyon hücresi.

Çukurun dibi bir anot görevi görürken, çukur ağzındaki yüzeyler katot görevi görmektedirler. İyonik akım elektrolitten geçerken, elektronik akım metalden geçer.

3.1.1.4 Aralık Korozyonu (Makro Korozyon)

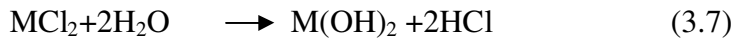
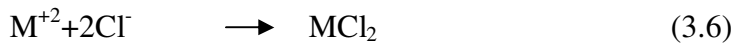
Genellikle sızıntı nedeniyle dar aralıklarda oluşan, hızlanmış bir korozyon türüdür. O_2 'nin az olduğu yer anot, çok olduğu yer katot olarak davranarak korozyon gerçekleşir (Şekil 3.6). Bir alaşımın homojen olmaması korozyonu hızlandırır (Schutz and Thomas 1992). Böyle bir durumda, aynı metalin rastgele farklı bölgelerinde anodik, başka bölgelerinde katodik alanlar oluşabilir.

Aralık korozyonun oluşma mekanizması, metalin çözünmesi ve oksijenin hidroksil (OH^-) iyonuna indirgenmesi ile olur.

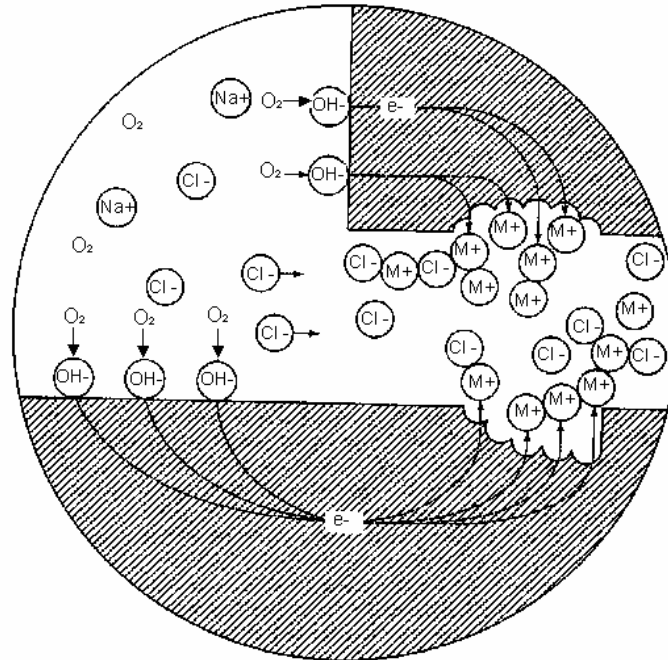


Başlangıçta, aralıkların içinde ve bütün yüzeyde bu tepkimeler aynı biçimde yürürler. Metal ve çözeltide yüklerin korunma ilkesi korunur. Metal iyonunun oluşması sırasında salınan her elektron hemen oksijenin indirgenmesi için harcanır. Kısa bir süre sonra aralık içindeki oksijen, ulaşımın (konveksiyon) sınırlı olması nedeniyle, tükenir ve böylece bu bölgede

oksijenin indirgenmesi durur, bu korozyon durumunda herhangi bir değişme oluşturmaz. Çünkü aralık içindeki yüzey genellikle dış yüzeye oranla çok küçüktür ve böylece toplam oksijen indirgenme hızı hemen hemen değişmemiş olarak kalır. Bu nedenle oksijenli ve oksijensiz korozyon hızı aynı kalır. Oksijenin tükenmesi çok önemli ve dolaylı bir etki oluşturur. Bu etki zamanla daha etkin olur. Oksijen tükendikten sonra kapalı bölgede oksijen indirgenmesi olmaz, ama metal çözünmesi Şekil 3.6'da gösterildiği gibi artar. Aralık içindeki potansiyel metal yüzeyine (katot) aralık yüzeyine karşı ancak 50-100 mV daha büyüktür. Yine de aralık içinde metal çözünmesi (anot) artar (aktif bölge). Bu artışla aralık içinde artı yükler (M^{2+}) çoğalır ve bu artış klorür iyonlarının bu dolaya göç etmesiyle dengelenir.



Alkali metal dışındaki metal tuzları, metal klorür ve sülfatları da içinde olmak üzere suyu hidrolizlerler (Üneri 1998).



Şekil 3.6. Aralık korozyonu (crevice corrosion) (Doruk 1993).

Aralık bölgesindeki metal, anot gibi davranmakta ve galvanik pil oluşumu sonucunda çözünmektedir. Anotta aşırı pozitif iyonların oluşumuna yol açan bu durum klorür iyonlarının

aralık bölgesine ulaşması ile dengelenmektedir. Aralık bölgesinde oluşan titanyum-klorür kararsızdır ve küçük miktarlarda HCl oluşturacak kadar reaksiyona girmeye hazırdır. Başlangıçta oluşan bu reaksiyonlar çok yavaştır. Ancak çatlağın sınırlı hacmi içinde pH değerini 1 gibi çok düşük seviyeye çekebilmektedir. Bu durum, yeni oluşan korozyon potansiyelini şiddetli hale getirinceye kadar hızlandırmaktadır. Titanyumda aralık korozyonuna daha çok sıcak klorür çözeltilerinde rastlanmakta ise de bu durum iyodür (I⁻), bromür (Br⁻) ve (SO₄²⁻) sülfat çözeltilerinde de görülmektedir. Ortam sıcaklığının artması ile Cl⁻ iyonlarının konsantrasyonunun artması, çözülmüş oksijen konsantrasyonunun azalması ve artan pH değerleri aralık korozyonu hassasiyetini de artırmaktadır. Yüksek pH değerindeki çözeltilerde sıcaklık 120 °C 'nin üzerine çıkmadığı sürece Ti'nin de aralık korozyonuna rastlanmamaktadır. Düşük pH değerlerinde ise aralık korozyonu 120 °C'nin altında oluşabilmektedir (Bloyce et al. 1998).

Nadiren bahsi geçen elektrokimyasal korozyonlardan biri tek başına olur. Genellikle, iki veya daha fazla mekanizma aynı anda işler. Örnek vermek gerekirse, iki restorasyon ağız içinde temas halindeyse, iki metalin benzememesi ve birinin daha soy olması nedeniyle daha az soy olanda galvanik korozyon meydana gelir (amalgamda olduğu gibi). Aynı sırada, aralarındaki dar aralıkta çözeltili kimyasındaki değişiklikler (örneğin bir bölgede O₂ konsantrasyonunun düşmesi), bir konsantrasyon hücresi oluşmasına ve aralık korozyonuna neden olur. Bunlara ek olarak, amalgamın homojen olmayan yapısı ve poröz bir korozyon ürünü varlığı, yerel galvanik hücreler oluşturur, böylece korozyon saldırısını ivmelendirir (Acciari et al. 1998).

3.1.1.5 Gerilmeli Korozyon Çatlaması (Mikro Korozyon)

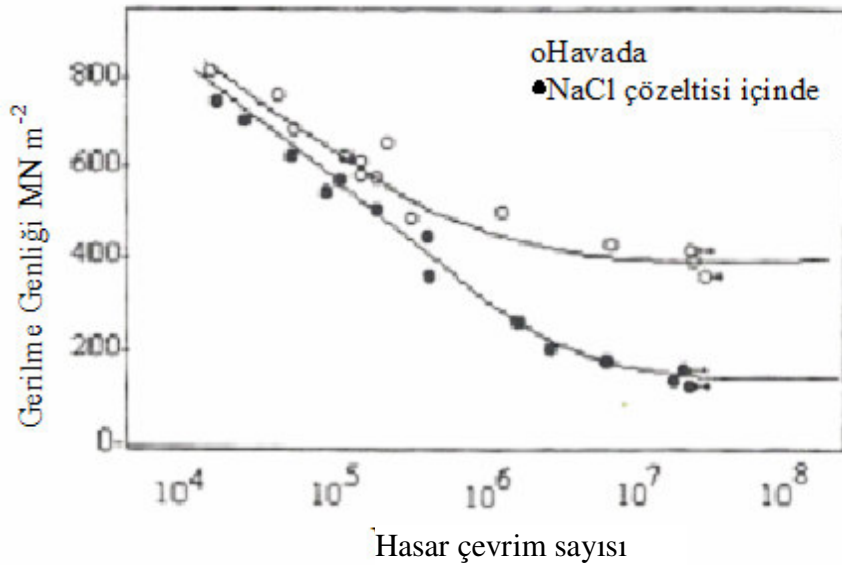
Korozyonun etkisine, mekanik zorlamaların da eklenmesi, gerilmeli korozyonu çatlaması ve korozyon yorulması gibi çok önemli problemlere neden olmaktadır.

Gerilmeli korozyonun ortaya çıkabilmesi için, malzemeye çekme veya basma yönünde gerilme uygulanıyor olmalı, mevcut bir çatlak başlangıcı ve olayı destekleyici bir elektrolit bulunmalıdır. Çatlak başlangıçları, malzemenin yüzeyinde ve büyüklükleri mikroskopik ölçeğin altında olabilen, mekanik gerilme ile korozyonun birlikte etkimesi sonucu ortaya çıkan süreksizliklerdir. Çatlak başlangıcının ucunda çentik etkisi ile gerilme yığılması ve dolayısıyla plastik şekil değiştirmiş bir bölge meydana gelir. Bu bölge yüksek dislokasyon yoğunluğu nedeniyle kısmen azalmış olan gerilme yığılması ve çatlak büyümesi ile taşıyıcı

kesit küçülüp ortalama gerilme yükseldiğinden çatlak tekrar etkinlik kazanır. Böylece çatlak ilerlemesi hızlanarak parçanın kısa zamanda kırılmasına yol açar. Gerilme korozyonu çatlağı, malzeme ve elektrolite göre değişerek hem taneler arasında hem de tane içinde, her türdeki malzemede gelişebilmektedir.

Hidrojen gevrekliğı adı verilen korozyon türü, gerilme korozyonu olarak nitelendirilmektedir. Zira gerilme korozyonunda çatlak başladıktan sonra karşılıklı etkileşim ile olay giderek hızlanırken, hidrojen gevrekliğinde ise önce atomik hidrojen, örneğin bir katodik reaksiyon sonucu ortaya çıkıp malzeme içine yayılır; daha sonra hidrojen molekülü meydana getirirken iç gerilmelere ve dolayısıyla çatlamalara neden olur.

Gerilme korozyonu ile aynı mekanizmaya dayanan korozyon yorulmasında ise elektrolit olmadan da, sadece değişken zorlamalar altında yüzeyde çıkıntı ve girintiler, yani uçlarında dislokasyon yoğunluğu yüksek olan derin çatlak başlangıçları oluşabildiğinden, çok aktif olmayan bir elektrolitte de korozyon yorulmasının görülmesi mümkündür. Şehir suyu dahi yorulma dayanımının önemli oranda azalmasına yol açabilir. Fakat ortamın korozif olması Şekil 3.7’de görüldüğü gibi çatlak gelişiminin başlama ve büyümesini daha da hızlandırmaktadır.



Şekil 3.7 %18 Ni çeliğinde, korozyonun yorulma dayanımına etkisi (Sarıtaş 1995).

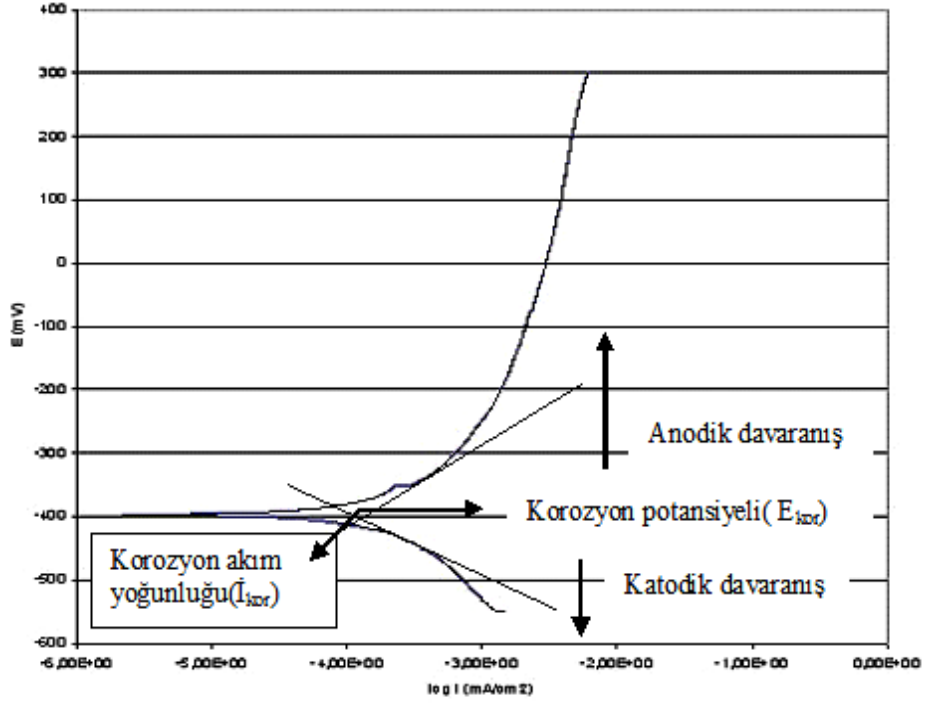
Birbiri üzerine kayan yüzeylerin bulunduğu metallerde oksit filminin oluşması devamlı önlendiğinden, bunlardaki çatlak gelişimi daha hızlı olabilmektedir. Korozyon yorulması, hemen hemen sadece taneler içi çatlaklar şeklinde ilerleyen bir korozyon türüdür. Kullanılan malzemelerdeki yorulma zamanı, yorulma çatlaklarını başlatmak ve bu çatlakları kritik olmayan boyutlardan kritik boyutlara geliştirmek için gerekli salınımların toplamı olarak tanımlanabilir (Güleç ve Aran 1988, Sarıtaş 1995).

3.1.2 Sıvı İçinde Korozyon Üzerine Metalurjik Değişkenlerin Etkisi

Saf metaller düşük mekanik dayanımına sahiptirler ve bu nedenle mühendislikte az kullanılırlar. Sıklıkla, birçok elemental metalin karışımı olan ve alaşımlar diye adlandırılan daha dayanıklı metalik malzemeler kullanılır. Yaygın olarak kullanılan alaşımlar mekanik ve fiziksel özellikler, üretim ve korozyon bakımından iyi bir kalite kombinasyonuna sahiptirler. Uygulamaya göre özellikleri dikkate alınarak, alaşım seçilir. Alaşımlar elde etmenin temel amaçlarından biri korozyon direncini artırmaktır. Korozyon direnci, alaşımlar oluşturularak çeşitli yollarla değiştirilebilir. Alaşım oluştururken malzemenin soyluluğu artırılarak, korozyon direnci üzerine termodinamik bir etki oluşturulabilir. Seçilmiş belirli miktarda bir elementin katkısıyla, malzeme yüzeyinde oluşan oksit film tabakasının stabilitesi ve koruyuculuğu artırılabilir. Örnek olarak demire krom ilavesinin korozyon direnci üzerine oldukça büyük bir etkisi olur (Doruk 1993). Bu şekilde, maddenin tekdüze (homojen) korozyon direncini artırıcı yöntemler ise, maddeyi oyuklanma veya tanelerarası korozyon gibi bölgesel korozyon olaylarına daha dayanıklı hale getirebilmektedir. Malzemelerin mekanik özelliklerinin çoğunu düzeltmek için, ısıl işlemler uygulanmaktadır. Ne yazık ki, bu uygulamalar sonucu sertlik ve dayanıklılık gibi özellikler olumlu yönde değişmesine karşılık, korozyon dirençleri düşmektedir. Soğuk işlemler sonucu da madde içinde oluşan iç gerilimler, daha sonra gerilmeli korozyon çatlaklarına neden olur.

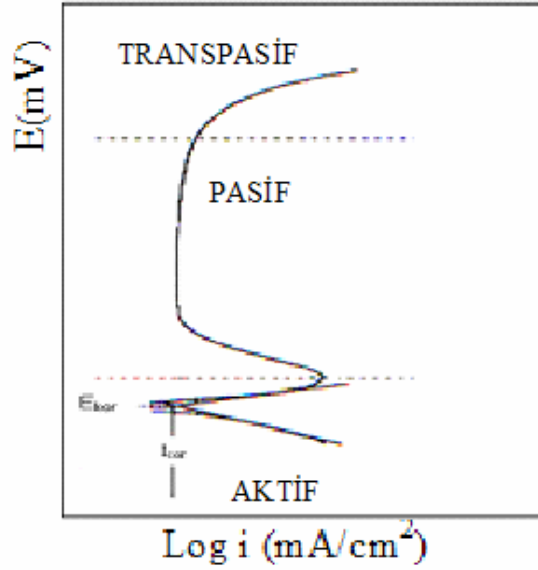
Metaller çözelti içinde genellikle iki tür davranış sergilerler (Silverman and Puyear 1992):

Tip I: Korozyon veya anodik akım, potansiyelle birlikte monotonik olarak artar. Diğer bir deyişle, korozyon potansiyeli artışı, korozyon hızını da artırır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Metallerin çözelti içindeki davranışlarından Tip I.

Tip II: Anodik akım başlangıçta potansiyelle birlikte yükselir (aktif davranış), sonra küçük sabit bir değere kadar düşer (pasif davranış), ve son olarak tekrar yükselir (transpasif) (Şekil 3.9).



Şekil 3.9 Metallerin çözelti içindeki davranışlarından Tip II.

Bu iki tip davranış bir alaşımın, örneğin elastisite modülü gibi içyapısından kaynaklanan bir özelliği değildir, alaşımın belirli bir ortamdaki etkileşiminin sonucudur. Daha açık bir anlatımla, bir alaşım bir çözeltide Tip I davranış gösterirken, başka bir çözeltide Tip II davranış sergileyebilmektedir. Bir metalin bir ortamdaki potansiyeli metal-çözelti arayüzeyindeki redüksiyon-oksidasyon olaylarının dengesi tarafından etkilenir. Bir metal çözeltiye batırıldığında net bir akım oluşmadığı için, metalin potansiyeli olarak anodik ve katodik çizgilerin kesiştiği yere denk gelen potansiyelden bahsedilir. Katodik çizgi ne kadar yüksek olursa, çözeltinin okside etme gücü o derece yüksek olur, yani daha okside edici bir çözeltide metalin potansiyeli de buna bağlı olarak daha yüksek çıkar. Teorik olarak, metal-çözelti potansiyeli tam olarak ölçülemez, ama yaklaşık bir potansiyel, değişmeyen referans potansiyeli dikkate alınarak ölçülebilir.

Metallerin korozyona eğilimi elektromotif serideki yerlerine göre bellidir (Çizelge 3.3). Negatif elektrot potansiyeline sahip elementler reaktiflerdir, yani hidrojen iyonu ile eşleştirildiklerinde kolay iyonize olurlar, pozitif olanlar reaktif değildir, yani zor iyonize olurlar ve soy metaller olarak adlandırılırlar (Doruk 1982, Çakır 1990, McCabe and Walls 1990, Yalçın ve Koç 1991, Üneri 1998). Diğer taraftan, Al veya Ti gibi elementler negatif potansiyel değerlerine sahip olmalarına karşın, yüzeylerindeki pasif bir oksit tabakası nedeniyle, korozyona karşı dirençlidirler. Aktif metallerin korozyon hızları pasiflere göre daha yüksektir. Metal ve alaşımlarının korozyon hızları kimyasal ve elektrokimyasal

yöntemlerle belirlenebilir (Doruk 1982, Çakır 1990, Yalçın ve Koç 1991, Üneri 1998, Çakır 2002). Kimyasal yöntemler 3 tanedir:

- korozyona uğrayan metal ve alaşımın kütle kaybı hesabı
- korozif ortamdaki korozyon ürünlerinin miktarı
- korozyon reaksiyonu sırasında oluşan gaz miktarının hesaplanması. Korozyon testleri başlığı altında bu konu daha ayrıntılı olarak anlatılacaktır.

Çizelge 3.3 Metallerin Elektromotif Serisi (Değerler 25 °C'de geçerlidir) (Doruk 1982).

Metal	İyon	Potansiyel (V)	Reaksiyon
Altın	Au ³⁺	+ 1.36	Au ³⁺ + 3e = Au
Platin	Pt ²⁺	+ 0.86	Pt ²⁺ + 2e = Pt
Paladyum	Pd ²⁺	+ 0.82	Pd ²⁺ + 2e = Pd
Civa	Hg ²⁺	+ 0.80	Hg ²⁺ + 2e = Hg
Gümüş	Ag ⁺	+ 0.80	Ag ⁺ + e = Ag
Bakır	Cu ⁺	+ 0.47	Cu ⁺ + e = Cu
Hidrojen	H ⁺	0.00 (Referans)	2H ⁺ + 2e = H ₂
Kurşun	Pb ²⁺	- 0.13	Pb ²⁺ + 2e = Pb
Nikel	Ni ²⁺	- 0.25	Ni ²⁺ + 2e = Ni
Kobalt	Co ²⁺	- 0.28	Co ²⁺ + 2e = Co
Demir	Fe ²⁺	- 0.44	Fe ²⁺ + 2e = Fe
Krom	Cr ³⁺	- 0.74	Cr ³⁺ + 3e = Cr
Krom	Cr ²⁺	- 0.91	Cr ²⁺ + 2e = Cr
Çinko	Zn ²⁺	- 0.76	Zn ²⁺ + 2e = Zn
Titanyum	Ti ²⁺	-1.63	Ti ²⁺ + 2e = Ti
Aluminyum	Al ³⁺	- 1.66	Al ³⁺ + 3e = Al
Sodyum	Na ⁺	- 2.71	Na ⁺ + e = Na
Kalsiyum	Ca ²⁺	- 2.87	Ca ²⁺ + 2e = Ca
Potasyum	K ⁺	- 2.93	K ⁺ + e = K

3.1.3 Korozyon Testleri

Korozyon birçok şekilde ölçülebilir: Alaşım yüzeyi görsel olarak incelenerek, birçok çeşit elektrokimyasal test uygulanarak salınan elementlerin indirekt olarak elektron akımlarının ölçümüyle veya salınan parçaların direkt olarak spektroskopik yöntemlerle ölçülmesi ile değerlendirilebilir.

Bu amaçla yapılan laboratuvar deneyleri:

- a) hızlandırılmış deneyler (karşılaştırmalı deney)
- b) elektrokimyasal deneyler.

Elektrokimyasal deneyler çok kısa sürelidir ve termodinamik ve kinetik olarak malzeme davranışını ve korozyon hızını verir. Bu deney sonuçları bize tahminlerde ve yorumlarda bulunma imkanını tanır, ancak korozyon olayı oldukça karmaşık olduğu ve birçok fiziksel ve kimyasal faktörden etkilendiği için, kesin sonuçlar vermez.

3.1.3.1 Elektrokimyasal Teknikler

In vitro elektrokimyasal tekniklerin, çok düşük korozyon hızlarını bile ölçebilecek kadar hassas oldukları bilinmektedir (Geis-Gerstorfer 1994). Klinik olarak, tam doğru ve uygun bilgiler verip vermediği tartışma konusu olmasına rağmen, günümüzde bu teknikler korozyon ölçümü yapılan çalışmaların temelini oluşturmaktadır, çünkü kolay ve hızlıdır. Bu yöntemlerden biri potansiyodinamik polarizasyon tekniğidir. Bu teknik, anodik yük, açık devre, oyuklanma ve pasivasyon potansiyelleri ile ilgili ayrıntılı bilgiler verebilmektedir. Bunların dışında, pasif bölgeyi ve oyuklanma korozyonuna karşı hassasiyeti de göstermektedir. Açık devre potansiyeli, yani alaşımın belirli bir çevrede oluşan kendi potansiyeli, alaşımın galvanik bir eşleşmede anot mu yoksa katot mu olacağını belirlemek için yararlıdır. Potansiyodinamik polarizasyon tekniğinin bazı zaafı vardır. Kısa süreli bir test olduğu için, bir alaşımın uzun bir zaman dilimindeki korozyon davranışı hakkında bilgi edinmek için tek bir deney yeterli değildir. Bu nedenle, dış hekimliğinde kullanılan alaşımın düzenli deneysel yöntemi olarak yetersiz görünse de, bu sorunun üstesinden deneylerin birçok kez yapılarak, tekrarlanabilirliğinin kesinleştirilmesi ile gelinebilir ve

böylece uzun zaman aralığındaki korozyon davranışı hakkında da sağlıklı öngörülerde bulunulabilir (Bilhan 2003).

Elektrokimyasal korozyon ölçümlerinin en büyük avantajlarından biri, herbir etken faktörün ayrı ayrı incelenebilmesidir. Özellikle pasif tabakaların oluşumu ve davranışları daha iyi anlaşılabilir. Pasifliğin bozulması birden fazla korozyon çeşidiyle bağlantılıdır:

- daha aktif fazların selektif çözünmesi
- oyuklanma korozyonu (pitting corrosion)
- aralık korozyonu (crevice corrosion)
- tanelerarası korozyon

Korozyon davranışı başka faktörlerin yanında tükürük bileşimine, pH'sına, temas süresine ve alaşımın durumuna bağlıdır (Bloyce et al. 1998, Bilhan 2003, Al-Mayouf et al. 2004, Al-Mobarak et al. 2006)

Diğer önemli bir konu deney sırasında seçilecek tarama hızıdır. Esasen çok yavaş tarama hızları tercih edilir, çünkü yüksek tarama hızlarında bazı yavaş gelişen elektrokimyasal olaylar atlanarak gözden kaçırılabilir. Buna karşılık yüksek tarama hızları, deney için gereken süreyi kısalttıkları için, deney örneğinin yüzeyinde, deneyi tekrarlamayı imkansız hale getirecek büyüklükte değişiklikler olmamasını sağlar. Bu nedenle optimum bir tarama hızı tespit edilmelidir (Mülders et al. 1996).

Diş hekimliğinde, çoğunluğu restoratif amaçlı olan, çok sayıda alaşım kullanılmaktadır. Özellikle son yıllarda, daha çok kıymetsiz ve az kıymetli döküm alaşımlarının sayısında belirgin bir artış olmuştur. Bu alaşımlarla ilgili en önemli endişe, korozyon sonucu bileşenlerin salınması ve bu çözünme sonucu malzemenin dayanıklılığındaki azalmadır. Bu nedenlerle, tüm dental döküm alaşımlarının ağız içindeki korozyon davranışları ile ilgili öngörülerde bulunabilmek için korozyon ölçümleri yapılmalıdır.

3.1.3.2 Üç Elektrot Sistemi ve Önemi

Bir sistem durağan haldeyse ve önemli bir akım söz konusu değilse, test elektrot potansiyelini ölçmek için sadece bir referans elektrodunun kullanılması yeterlidir. Eğer galvanik veya elektrolitik hücre içinde ani akımlar oluyorsa, her iki elektrottaki reaksiyonlar dengede olmazlar ve her birinde sonuç olarak denge değerinden farklı bir potansiyel olur. Anot veya katodun elektrokimyasal reaksiyon sırasında potansiyelinin ölçülebilmesi ise ancak “referans” elektrot kullanılarak yapılır. “Referans elektrot/elektrot” sisteminin potansiyeli uygun cihazla, potansiyostat ile değiştirilerek anot ve katodun zamana bağlı “akım-potansiyel” eğrisi elde edilir. Buna potansiyodinamik eğri denir.

3.1.4 Korozyon Hızı Ölçümü

Yaygın olarak kullanılan bir korozyon ölçüm yöntemi, hassas bir şekilde ağırlığı ölçülmüş bir parça maddenin, korozyona uğrayacağı ortama bırakılarak, belirli bir süre sonra çıkarılması ve yeniden tartım ile kaybedilmiş metal kütlelerinin hesaplanmasıdır. Bu yöntem küçük boyutlarda kullanılmak için pek uygun değildir. Korozyon yapı olarak genellikle elektrokimyasal bir olay olduğu için, elektrokimyasal yöntemlerle ölçülmesi de mümkündür. Korozyon hızının elektrokimyasal olarak ölçülmesi sırasında karşılaşılan en büyük sorunlardan biri, korozyon potansiyelindeki akımın ölçülmesidir, çünkü bu potansiyelde dışarıdan bir ölçüm cihazı tarafından kaydedilebilecek herhangi bir akım olmaz. Sonuç olarak, korozyon akımını (i_{kor}) ölçmek için yapılan herhangi bir elektrokimyasal yöntem, korozyon potansiyeli dışındaki potansiyellerdeki akımları ölçerek gerçekleştirilir. Böylece, korozyon potansiyelindeki akım yaklaşık olarak tahmin edilir, daha doğrusu yaklaşık olarak hesaplanabilir. Bu hesaplamalar için çeşitli formüller geliştirilmiştir.

Metal çözünmesi akım yoğunluğunu veren eşitlik:

$$I_{anot} = i_0 \exp(\beta\eta nF/RT) \quad (3.8)$$

Bu eşitlik tekrar düzenlendiğinde:

$$\eta_{anot} = b_{anot} \log(i_{anot} / i_0) \quad (3.9)$$

Eşitliği ortaya çıkar. Burada b_{anot} Tafel katsayısıdır:

$$b_{\text{anot}} = 2.303 RT / \beta nF \quad (3.10)$$

(Anot için)

Katod söz konusu olduğunda:

$$b_{\text{anot}} \rightarrow b_{\text{katot}} \quad ; \quad i_{\text{anot}} \rightarrow i_{\text{katot}} \quad \text{olacaktır.}$$

Katodik ve anodik reaksiyonlar bir korozyon işlemi olarak birleştirildiğinde, metal çözünümünden kaynaklı anodik akım, redüksiyon nedeniyle oluşan eşit katodik akım ile dengelenmelidir:

$$i_{\text{anot}} = -i_{\text{katot}} = i_{\text{kor}}$$

Bu durumda i_{kor} korozyon akımıdır ve sadece tek bir potansiyelde gerçekleşebilir, o da E_{kor} , yani korozyon potansiyelidir. E_{kor} 'un değeri temel bir termodinamik anlama sahip değildir.

R= gaz sabiti (R)

T= mutlak sıcaklık (°C)

$\beta = 0.5$ 'e yakın seçilen simetri katsayısı

$\eta = E - E_e$ ile açıklanan aşırı potansiyel

E_e = denge potansiyeli (denge potansiyelinde ölçülebilen bir akım olmaz)

F= faraday sabiti

Korozyon potansiyeli genellikle anodik ve katodik reaksiyonların Tafel analizine uygun şartlarda devam ettiği Tafel bölgesindedir. Dolayısıyla, hem katodik, hem de anodik reaksiyonların polarizasyon eğrileri korozyon potansiyelinden uzakta potansiyellerde belirlenir. Dış devrede ölçülen akım her zaman $i_{\text{anot}} + i_{\text{katot}}$ toplamıdır ve korozyon potansiyelinde (E_{kor}) sifıra denk gelir. Bu fikirden yola çıkarak, korozyon potansiyeli ölçümü ile korozyon akımı aşağı yukarı belirlenebilir. Bunun için i_0 değişim akım yoğunluğu (exchange current), Tafel katsayıları (b_{anot} , b_{katot}), denge potansiyeli (E_e) gibi metal çözünme reaksiyonuna dair veriler, deneyler sonucu bulunmalıdır (Doruk 1982, Çakır 1990, Yalçın ve Koç 1991, Üneri 1998).

$$E_{\text{kor}} = (E_e)_{\text{anot}} + b_{\text{anot}} \log (i_{\text{kor}} / i_0) \quad (3.11)$$

$$I_{kor} = i_0 \exp [2,303 (E_{kor} - (E_c)_{anot}) / b_{anot}] \quad (3.12)$$

Malzemenin yoğunluğu bilindiği takdirde, bir penetrasyon miktarı değeri (uzaklık/ süre) elde edilebilir. Korozyon miktarı genellikle yılda milimetre (mm/ yıl) birimiyle gösterilir.

Grafik olarak bakıldığında sıklık polarizasyon ile çizdirilmiş bir eğride, geri dönüşte aynı noktalar üzerinden dönüp dönmemesi, metalin korozyona uğradıktan sonra yeniden pasifleşmesinin kolay mı, yoksa zor mu olduğu, aralık korozyonunun kalıcı olup olmadığı veya kendini tamir edip edemeyeceği hakkında bilgi verir.

3.2 AĞIZ ORTAMI

3.2.1 Tükürük

Tükürük ağız ortamına salınan berrak, hafifçe asidik ve mukoseröz bir salgı, önemli bir ağız sıvısıdır. Ağız sağlığının sürdürülmesi ve korunması için önemlidir.

3.2.1.1 Tükürüğün Bileşimi

Tükürük %99'u sudan oluşan son derece seyreltik bir sıvıdır (Grant et al. 1988). Çeşitli tükürük bezlerinin salgılarının miktar ve bileşimleri, yani tüm tükürüğe katkıları hem normal şartlarda, hem de değişik koşullar altında değişkenlik gösterir. Tükürük bileşimi uyarı ile değişir. Uyarı süresi, şiddeti ve şekli bileşimi etkiler (Edgar 1992). İnsandan insana ve günün çeşitli saatlerinde büyük oranda değişkenlik gösteren tükürük bileşiminin sayısal olarak belirlenmesi imkansız görünmesine karşılık, Jenkins (1978) yüzlerce bireyden standart bir yöntemle elde ettiği verileri bir çizelgede toplamıştır (Çizelge 3.4). Sayısal değerler vermemekle beraber Edgar (1990), tükürük yapı taşlarından proteinleri, Jenkins'e (1978) göre daha ayrıntılı ele almıştır.

Bakteriler, epitel hücreleri ve müsin, tükürük bileşiminin analiz edilmesini, dolayısıyla tükürük yapı taşlarının sayımını zorlaştıran faktörlerdir. Ayrıca, analiz öncesi tükürük toplandıktan sonra, ani CO₂ kaybı nedeniyle bileşimde oluşan değişiklik de kesin sonuçlar elde edilmesini zorlaştıran bir faktördür. Değişik bezlerden farklı miktarlarda bileşen ve salgı gelmesi

nedeniyle tükürüğün ağız içinde değişik bölgelerde değişik tip koruma sağladığı düşünülmektedir (Veerman et al. 1996). Tükürük bezleri otonom sinir sisteminin hem sempatik, hem de parasempatik kısımları tarafından kontrol edilmektedir (Shori et al. 1992). Tükürük sodyum, potasyum, kalsiyum, magnezyum, bikarbonat ve fosfatları da kapsayan birçok elektrolit içerir. Ayrıca, immünglobülinler, proteinler, enzimler, müsinler ve üre ve amonyak gibi azot içeren ürünler de içerir. Bu komponentler çeşitli alanlarda görevler üstlenirler:

- 1) Bikarbonatlar, fosfatlar ve üre, pH ve tükürüğün tamponlama kapasitesinin düzenlenmesinde rol oynarlar.
- 2) Makromolekül proteinler ve müsinler temizleme, ıslatma ve/veya mikroorganizmalara bağlanma ve dental plak metabolizmasına katkıda bulunurlar.
- 3) Kalsiyum, fosfat ve proteinler beraberce çözünebilirliği engelleyen faktör olarak çalışırlar ve demineralizasyon ile remineralizasyonu ayarlarlar.
- 4) İmmünglobülinler, proteinler ve enzimler antibakteriyel aktivite gösterirler

3.2.1.2 Tükürük Proteinleri

İnsan tükürüğünün toplam protein içeriği yaklaşık ortalama 100 ml'de 300 mg olmasına karşılık, büyük değişiklikler gösterebilir (Jenkins 1978). Başlıca tükürük proteinleri amilaz (parotis'den daha yüksek oranda salgılanır), lizozim (submandibuler bez'den daha yüksek oranda salgılanır), üre, glikoprotein'ler (müsinler), salgısal parçası ile birleşik IgA (s-IgA) ve eser miktarda kan proteinleridir. Kan proteinleri albümin, IgG, IgM, transferrin ve lipoproteinlerdir; bunlar tükürük proteinlerinin %1'ini teşkil ederler. Glikoproteinler karbohidrat yan zincirleri ile karakterizedirler.

Çizelge 3.4 Jenkins'e göre uyarılmamış tüm tükürük çizelgesi ortalama değerlerle (Jenkins 1978) tükürük bileşimi (mg/100 ml).

organik bileşenler		inorganik bileşenler	
protein	220	sodyum	15
amilaz	38	potasyum	80
lizozim	22	Tiyosiyanat:	
IgA	19	sigara içenler	9
IgG	1.4	sigara içmeyenler	2
IgM	0.2	kalsiyum	5.8
glukoz	1.0	fosfat	16.8
üre	20	klorür	50
ürik asit	1.5	fluorür	0.028
kreatinin	0.1		
kolesterol	8		
cAMP	7		

3.2.2 Yapay Tükürük

Sentetik tükürük insan tükürüğüne olabildiğince yakın fiziko-kimyasal özellikleri olacak şekilde yapılmıştır. Xerostomili hastalarda (Screbny et al 1987) tükürük azlığı veya hatta yokluğu sentetik tükürük ile giderilmeğe çalışılır. Özellikle tükürük salgısı herhangi bir sebeple azalmış olan hastalarda, antibakteriyel aktivitenin önemi düşünülerek, klinik olarak doğal tükürük uyarılmasının ne kadar yararlı olacağı tahmin edilebilir. Sentetik tükürük ıslatma ve yıkama için çok önemlidir, ama doğal tükürük komponentleri ile kıyaslanamayacak kadar az bir koruma sağlamaktadır. Tükürüğün komponentlerinin çok çeşitli görevleri üstlenmesinden ve değişkenliğinden dolayı yapay tükürük yapımı son derece zor bir iştir (Levine 1993).

Dental alaşımların ağız içindeki korozyon davranışlarını laboratuvar ortamında araştırmadaki en büyük zorluklardan biri hiç kuşkusuz uygun bir yapay tükürük kullanılmasıdır. Daha önce de bahsedildiği gibi, yapay tükürük geliştirilmesi zordur, çünkü tükürük çok karmaşık bir yapıya sahip olduğu gibi, içindeki yapıtaşlarının değerlerinde de büyük oynamalar olur (Jenkins 1978). Bu oynamalar gelen uyarının tipine, süresine ve yoğunluğuna, beslenme

alışkanlıklarına, günün hangi saati olduğuna, yaşa ve de hastalıklara ve alınan ilaçlara bağlıdır. Bu nedendir ki, bir tek tükürük formülünün gerçek tükürüğü taklit edip edemediği bilinemez. Değişik tuz içerikli ve oranlı birçok yapay tükürük karışımı önerilemiştir (Shannon 1982, Canay vd. 1996, Demirel ve Ay 1999, Bilhan 2003).

Çizelge 3.5 Yapay tükürük formülü (Canay vd. 1996).

Kimyasal	Miktar (g/l)
K_2HPO_4	7.69
KHH_2PO_4	2.46
NaCl	5.3
KCl	9.3
Laktik asit	İstenilen pH değeri kadar

Çizelge 3.6 Yapay tükürük formülü (1 lt için) (Shannon 1982).

Malzeme	Miktar
NaF	0.00420 g
NaCl	1.28000 g
$CaCl_2$	0.16648 g
$MgCl_2 (6 H_2O)$	0.12500 g
KCl	0.09474 g
$CH_3 COOK$	1.50800g
$K_3PO_4 (3 H_2O)$	0.38600 g
H_3PO_4	0.05000mg
pH	6.5-7

Çizelge 3.7 Yapay tükürük içeriği (Demirel ve Ay 1999).

Kimyasal	Miktar
K_2PO_4	0.020g
KSCN	0.330g
$NaHPO_4$	0.260g
$NaHCO_3$	1.500g
NaCl	0.700g
KCl	1.200g
Üre	0.130g
Laktik asit	İstenilen pH değeri kadar

BÖLÜM 4

METALİK DİŞ İMPLANTLARININ KOROZYONU

4.1 KOBALT ve ALAŞIMLARININ KOROZYONU

Günümüzde kullanılan kobalt alaşımlarının gösterdikleri yüksek direnç ve paslanmazlık özellikleri 20. yüzyıl başlarında keşfedilmiştir. Co-Cr alaşımlarına tungsten ve molibden eklenmesinin alaşımı daha da kuvvetlendirdiği daha sonra bulunmuştur (Crook 1992). Geniş bir sıcaklık yelpazesindeki dayanıklılıkları ve çok çeşitli ortamlarda gösterdikleri dirençlilik sayesinde bu alaşımlar dişhekimliği alanında da kullanılmaya başlanmıştır. Alaşımdaki krom korozyon ve oksidasyona karşı direnç kazandırır. Tungsten ve molibden, matrikse ek bir kuvvet kazandırır ve genel korozyon direncini artırır. Ancak alaşımın en önemli katkı elementi kobalt'dir. Kobalt sayesinde alaşımın stres absorpsiyonu yeteneği artar, stresler altında yorgunluk hasarı sınırlı kalır. Cr, Mo'den ve W gibi alaşım elementlerinin oyuklanma direncine katkıları, Ni alaşımlarının katkılarına benzer (Crook 1992).

Kobalt alaşımlarında % 10 kadar krom ilavesinin anodik akım yoğunluğunu azaltmak için yeterli olduğu bilinmektedir. Nikel alaşımlarında ise en az % 14 krom gerekmektedir. Kobalt alaşımlarında krom oranı % 25'lere yükseldiğinde, daha soy bir yapı ortaya çıkmaktadır. Kobalt alaşımlarının bölgesel korozyona (yani oyuklanma veya aralık korozyonuna) karşı dirençleri, krom, molibden ve tungsten içerikleri tarafından belirlenir. Genellikle lokalize korozyon dirençleri, klorür çözeltilerindeki elektrokimyasal testlerle ölçülür. Krom, molibden ve tungsten gibi alaşım elementlerinin oyuklanma direncine katkıları, nikel alaşımlarındaki katkılarına benzer (Crook 1992). Her metalde olduğu gibi kobalt alaşımlarında da korozyon direnci pasif film oluşumuna bağlıdır. Kobalt alaşımlarında Cr_2O_3 filmi oluşmaktadır.

De Melo et al. (1983), hem krom, hem de kobaltın klinik ölçümlerde görülen salınım değerlerinin (eski ve yeni protezlerden), beslenme ile alınan değerlerden çok düşük olduğunu bildirmişlerdir.

4.2 NİKEL ve ALAŞIMLARININ KOROZYONU

Nikel ve nikel alaşımları modern sanayide, korozif ortamlar, yüksek sıcaklıklar, yüksek gerilmeler veya bunların kombinasyonu olan durumlara karşı dirençliliği nedeniyle, çok önemli bir yere sahiptir (Klarstrom 1992). Nikel'in normal atmosfer koşullarında, doğal su kaynakları içinde ve havasız ortamda okside edici etkisi olmayan asitlerde korozyona karşı iyi direnci, yakıcı alkali ortamda korozyona karşı çok iyi direnci vardır (Doruk 1982). Bu nedenlerle nikel, özel alaşımlar geliştirmek için, çok uygun bir metaldir. Nikel ile birçok element alaşım oluşturabilir. Bakır, demir, tungsten, kobalt, niyobyum tantalyum, alüminyum ve titanyum, karbon ve karbürler, krom ve molibden başlıca alaşım elementleridir. CrNi alaşımı içindeki krom, nitrik asit (HNO₃) ve kromik asit gibi okside edici ortamlara ve sıcak H₃PO₄ (fosforik asit)'e karşı direnç artışı sağlar (Klarstrom 1992). Krom aynı zamanda yüksek sıcaklıklardaki oksidasyona ve sülfür içeren gazların saldırısına karşı da direnci arttırır. % 50'ye kadar krom içeren alaşımlar formüle edilmişse de, genellikle alaşıma % 15 ila % 30 arasında değişen miktarlarda krom katılmaktadır. Nikel alaşımları için en önemli korozyon tipleri sırasıyla üniform korozyon, oyuklanma ve aralık korozyonları, tanelerarası korozyon ve galvanik korozyondur. Gerilmeli korozyonu çatlaması ve korozyonun neden olduğu madde yorgunluğu da önemlidir. Demir, krom ve nikel esaslı alaşımlarda alaşımın korozyon direnci krom içeriğine bağlıdır (Espevik 1978). Espevik'e göre krom oranı % 27 ve üzerinde olduğunda, kobalt ve nikel salınımı olmazken, % 16'nın altına indiğinde önemli oranlarda nikel ve krom salınımı gözlenmiştir. Bu sonuçların atomik absorpsiyon spektrofotometrisi ile yapılan kimyasal analize dayandıkları bildirilmiştir. Espevik (1978), ayrıca korozyona uğramış nikel ve krom esaslı alaşımların yüzey yapılarını da incelemiş ve krom oranının düştüğü durumlarda korozif saldırının daha ciddi olduğunu gözlemlemiştir. Weber & Fraker (1980), % 80'in üzerinde nikel içeren nikel alaşımlarının başta aralık korozyonu olmak üzere tüm korozyon türlerine ileri derecede hassas olduğunu bulmuşlardır. Nikel'in in vitro salınımı % 80 nikel içeren alaşımlarda beslenme ile alınan nikel değeri civarında bulunmuştur. Nikel oranı düşük alaşımlardan nikel salınımı, beslenme ile alınanın çok altında kalmaktadır (Espevik 1978).

Benatti et al. (2000) her ne kadar krom-nikel alaşımlarının in vivo ve in vitro testlerde çok az korozyona uğradığını belirtmişlerse de, krom-nikelin son derece korozyona hassas bir alaşım olduğu bilinmektedir (Geis-Gerstorfer and Weber 1985). CrNi alaşımları ekonomik olmalarına karşı, nikelin allerjik özellikleri ve bazı fiziksel dezavantajları nedeniyle her

zaman kullanışlı değildirler. Nikel içerikli alaşımlara krom eklendiğinde, yüzeyde koruyucu oksit filmi oluşur. Alaşıma % 16-27 oranında krom katılması ile optimum korozyon direnci elde edileceği, molibden eklenmesinin ise ilave direnç kazandırdığı ileri sürülmüştür (Brune, 1986). Daha az oranda krom içeren nikel alaşımları korozyon direnci oluşturmak için yeterli oksit filmi geliştiremezler. Kedici et al'ın (1998) çalışmalarında krom, nikel ve molibden alaşımlarının korozyona son derece dirençli olduğu, ancak bileşimlerindeki ufak değişikliklerin korozyon direncini oldukça değiştirebildiği vurgulanmaktadır. Weber et al yaptıkları bir çalışmada (1985) krom-kobalt ve krom-nikel alaşımlarının çözünme miktarları karşılaştırılmıştır. Deney sonuçları, krom-nikel alaşımlarının daha hızlı çözüldüğünü göstermiştir. Yine 1985 yılında yapılan bir araştırmada Geis-Gerstorfer ve Weber (1985) krom-kobalt alaşımlarının krom-nikel alaşımlarına göre korozyona daha dirençli olduğunu bulmuşlardır.

4.3 AMALGAM ve KOROZYONU

Tüm eleştirilere ve kuşkulu yaklaşımlara rağmen, dental amalgamlar halen en yaygın kullanılan metalik direkt dolgu maddesi olarak yerini korumaktadır. Amalgamlar genel olarak alaşımın içindeki kıymetli ve kıymetsiz fazların arasında oluşan etkileşim sonucu korozyona uğrar. Daha pasif alaşımlar ise daha çok oyuklanma veya aralık türü korozyona uğrarlar. Ayrıca mikrobiyolojik korozyon ve gerilmeli korozyonu çatlakları da rol oynamaktadır. Doğal ve yapay tükürükte amalgamdan civa ve gümüş çözünerek salınır. Abraham et al'ın (1984) bildirdiğine göre, amalgam dolgusu olanlarda, olmayanlara göre, kandaki civa seviyesi yaklaşık iki kat fazladır. Amalgam restorasyonlarda korozyona en duyarlı kısım γ_2 -fazıdır. Ağız içinde amalgamın korozyonu sonucu civa, bakır, çinko gibi metaller salınır. Toksikolojik açıdan bakıldığında, civanın çeşitli kimyasal şekillerini ayırtetmekte yarar vardır. Amalgamın bir elektrolit içine daldırılmasından sonra, yüzeyinden elemental civa (Hg^0) iyonik türler, örneğin Hg^{2+} amalgam partikülleri, örneğin Ag_2Hg_3 (γ) ve Sn_7Hg (γ_2) fazları gibi çeşitli şekillerde civa salınır.

Amalgam dolgularda serbest civanın (Hg^0) ortaya çıkması Jensen (1985) tarafından incelenmiştir. Yaptığı çalışmalarda, Jensen, reaksiyona girmeyen civanın amalgam yüzeyinden ufak damlacıklar halinde salındığını bulmuştur. Hava içeren bir ortamda bu damlacıkların hızla çözüldüğü, bu sırada civa iyonları oluştuğu bildirilmiştir. Bu nedenle tükürükteki iyonik civanın elektrokimyasal korozyon sonucu oluşan mı, yoksa reaksiyona

girmemiş civa iyonları mı olduğunu ayırt etmek çok zordur (Mayer and Diel 1976). İyonik civa tükürük proteinlerinin sülfidril grupları ile kuvvetli bir şekilde etkileştiği için, iyonik civanın hızlı bir şekilde tükürükte bağlanması beklenebilir (Brune 1986). Dişhekimliğinde kullanılan alaşımlardan salınan bakır ve kobalt iyonları da tükürük proteinlerince bağlanır (Mueller 1985).

Brune (1986) yaptığı tespit, düşük krom içerikli nikel alaşımlarından salınan nikel ve amalgamlardan salınan civa ve gümüş dışında tüm diğer dental alaşımlardan salınan çeşitli elementlerin beslenmeyle alınan değerlerden çok daha düşük olduğunun altını çizmiştir. Amalgam restorasyonları olan bireylerde civanın kan düzeyinde de artışlar olur (Abraham et al. 1984). Bu yükselen civa düzeyinin ters etkileri pek bilinmemektedir (Brune 1981). Civa buharının toksik etkisi beyinde civa birikmesi ile ortaya çıkabilir. Mikromerküryalizm diye adlandırılan nörolojik semptomların günde 10 µg'ın altında değerlerde ortaya çıkmadığı belirtilmiştir (Magnusson et al. 1982). Bu limit kısa sürelerle, örneğin amalgam bir restorasyonun sökümü sırasında aşılabilir (Brune et al. 1980). Ancak bu tür durumlar çok nadiren olur. Buna karşılık günlük çiğneme sırasında ortaya çıkan civanın daha uzun sürelerle etki eden bir kaynak olduğu bulunmuştur (Vimy and Lorscheider 1985).

Akut ve uzun süreli civa tuzları etkisinin böbrek harabiyeti ve sindirim sistemi bozukluklarına neden olabileceği bildirilmiştir (Brune 1986). Böbrek harabiyeti olan vakalarda, 10-70 µg civa/g böbrek değerleri bildirilmiştir. Böbreklerde normal civa değerlerinin 0,1 µg/g olduğu düşünülmektedir (Brune 1986). Civa iyonları proteinlere bağlanırlar. Tüm vücut ölçümlerinde bu bileşimlerin yarı ömrü 40-45 gün olarak verilmiştir. Amalgama maruz kalmış yapay tükürükte küçük miktarlarda metil civa bulunmuştur (Heintze et al. 1983). Kan değerleri kontrol edildiğinde, dişhekimlerinde metil civa, kontrol grubuna göre yüksek bulunmuştur. Uzun süreli yan etkilerin tespit edilebilmesi için, in vitro ve in vivo olarak civanın salınma miktarları ve korozyon ürünlerinin kimyasal yapısı ile ilgili daha fazla bilgiye sahip olunması gerekmektedir. Bu tür maddelerin karsinojenik, mutajenik, immünolojik ve bakteriyolojik sistemik etkileri Black (1984) tarafından incelenmiştir (Black 1984). Vimy ve Lorscheider (1985), ağız içi havanın ölçülmesinin, amalgamdan salınan civanın ölçülmesi için güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

4.4 PASLANMAZ ÇELİK ve ALAŞIMLARININ KOROZYONU

Paslanmaz çeliklerin korozyona karşı dayanımının yüksek olması, yüzeyinde bulunan ince oksit filminin sonucu olarak düşünülür. Bu filmin bileşimi, alaşımdan alaşıma ve gördüğü işleme (haddeleme, dağlama, ısıl işlem) göre değişir. Bu tabakanın sürekli, gözeneksiz, çözünmeyen ve kendini onaran bir yapıda olduğu bilinir. Bu tabaka bozulduğu zaman havada veya oksijen bulunan ortamlarda kendiliğinden yeniden oluşur. Paslanmaz çeliklerin korozyon dayanımı Cr'nin varlığına bağlıdır ve Cr miktarı artırıldıkça bu dayanım artar. Ayrıca yüzeyde pasif bir filmin oluşum hızı da Cr miktarına bağlıdır. Ni'nin bulunması oksijen bulunmayan belirli ortamlardaki korozyon dayanımını artırır. Ayrıca diğer mekanik özellikleri de geliştirir. Mn östenit yapıyı kararlı hale getirmede etkindir, fakat korozyon dayanımına önemli bir katkısı olmaz. Mo halojen tuzlar ve deniz suyundaki noktasal korozyon dayanımını çok olumlu etkiler. Mo katılması pasif filmin belirli ortamlardaki dayanımını artırır (Saritaş 2004).

In vitro ve in vivo çalışmalar 316L paslanmaz çeliğin korozyon dayanımını değerlendirmede yaygın bir şekilde kullanılmıştır (Hunt et al. 1999, Milosev and Strehblow 2000, Omanovic and Roscoe 2000, Shih et al. 2000). In vitro korozyon testlerinde genellikle fizyolojik tuz çözeltileri kullanılır, paslanmaz çelik düşük korozyon hızı sergilerken, Cl ortamları ile korozyon süreçlerinin hızlandırılması oyuk ve çatlak korozyonlarına karşı hassasiyetini artırır (Taira and Lautenschlager 1992, Hunt et al. 1999, Milosev and Strehblow 2000, Yılmaz 2006). Omurga sabitleme sistemleri, kemik plakaları ve civataları, gibi aletlerin parçaları arasında nispi hareketler meydana gelebilir bu da mekanik olarak koruyucu oksit filminin kalkmasına ve fretting (kazımalı) korozyonu ile sonuçlanmasına neden olur (Brown and Simpson 1981, Williams and Williams 1996, Xulin et al. 1997). Buna ilaveten, proteinler elektrolit ortamında yer alırsa ya da basınç uygulanırsa, 316L paslanmaz çeliğin korozyon direnci düşer ve korozyon hızı artar (Brown and Merritt 1980, Bundy et al. 1983, Williams and Williams 1996, Milosev and Strehblow 2000, Omanovic and Roscoe 2000, Shih et al. 2000). In vivo korozyon testleri vitro korozyon testleri ile nitel ilişkisi olduğunu göstermektedir (Brown and Simpson 1981, Bundy et al. 1983, Lucas and Lemons 1992, Shih et al. 2000). Yine de, farklılıklar belirgindir. Brown ve Simpson, saline solüsyonu içinde in vivo ortamına göre in vitro ortamında daha fazla fretting korozyonu olduğunu gözlemlemişlerdir ki bunda in vitro ve in vivo ortamlardaki yükleme arasındaki farkların bir rolü olduğu söylenebilir. Williams ve Williams (1996) proteinlerin paslanmaz çeliğin pasif

korozyon hızını artırırken, 316L paslanmaz çeliğin in vitro fretting korozyonunu düşürdüğünü rapor etmişlerdir. Tuzlu solüsyonda in vitro korozyonunun, in vivo korozyonunun ölçümünde yeterli olmayabileceği ve organizmaların, hücrelerin, mekanik yüklemenin ve biyo elektrik etkilerinin implant alaşımlarında önemli rol oynayabileceği gerçeği düşündürmüştür (Clark and Williams 1982, Bundy et al. 1983, Williams and Williams 1996). Korozyon testleri implant alaşımlarının in vivo korozyon davranışlarında kesin veri elde etmek için in vivo ortamı gibi olması önemlidir.

4.5 TİTANYUM ve ALAŞIMLARININ KOROZYONU

Titanyum alaşımları ilk olarak 1950'lerin başlarında havacılık uygulamaları için geliştirilmişlerdir. Yüksek kuvvet-yoğunluk oranı değerleri bu malzemeyi çok cazip kılmıştır. Titanyum halen havacılık sanayiinde önemli bir yere sahip olmasına karşılık, korozif ortamlardaki mükemmel dayanıklılığı sayesinde, başka alanlarda da yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Düşen maliyetler ve kolay bulunabilir hale gelmesi, titanyumu bazı uygulamalarda vazgeçilmez hale getirmiştir (örneğin diş hekimliğinde kullanılan implantlar gibi). Titanyum metali son derece reaktiftir ve oksijene yüksek bir afinitesi vardır. Bu nedenle, taze metal yüzeyi hava veya nem ile temasa geçtiği anda çok hızlı bir şekilde yüzeyde oksit film tabakası oluşur. Hasar görmüş bir oksit tabakası da ortamda eser miktarda su veya oksijen varsa, çok kısa sürede yenilenir. Çoğu sulu ortamda oksit tipik olarak TiO_2 'dir, ancak Ti_2O_3 ve TiO da bulunur. Doğal olarak oluşan film 10 nm kalınlıkta olur ve göz ile görülemez, ancak kimyasal olarak çok dirençlidir. Bu ince yüzey oksiti aynı zamanda hidrojene karşı da etkili bir bariyerdir. Bir katot olarak titanyum, sulu bir elektrolitte iyonların elektrokimyasal redüksiyonuna izin verir, diğer taraftan, çoğu sulu ortamda pasif oksit film nedeniyle anodik akıma karşı yüksek bir direnç oluşur.

Titanyum ve alaşımları sıcak ($> 70^\circ C$) klorür, bromür, iyodür, florür veya sülfat içeren çözeltiler içinde, dar aralıklar bulunduğu zaman, lokalize saldırıya maruz kalabilirler. Bu aralıklarda oluşan titanyum klorür dengesizdir ve hidrolize olarak, korozyon ürünleri olarak hidroklorik asit (HCl) ve titanyum oksit/hidroksit oluşturmaya meyillidir. Bu aralıklardaki kısıtlı miktarlardaki çözelti nedeniyle, bir veya daha düşük pH değerleri ortaya çıkabilmektedir. Bu koşullar, alaşım direnci ve sıcaklığa bağlı olarak, çok hızlı ve aktif lokalize bir korozyon oluşması için uygun bir ortam hazırlar. Oksijen, klor, demir iyonları (Fe^{3+}) ve bakır iyonları (Cu^{2+}) gibi çözünmüş ve oksidasyona yol açan türler açığıdaki titanyum

yüzeylerinde genel korozyonu etkili bir şekilde inhibe etme eğiliminde olmalarına rağmen, aralık korozyonunu hızlandırırlar (Schutz and Thomas 1992). Aralık korozyonu, çok hızlı gelişen ve devam eden bir korozyon türü olduğu için, hiçbir şekilde istenmez.

Daha önce de bahsedildiği gibi oyuklanma, aralıklanma söz konusu olmayan durumlarda, açığıdaki metal yüzeyleri üzerinde oluşan lokalize korozyon saldırısı olarak tanımlanabilir. Oyuklanma belirli bir ortamda, metalin potansiyeli, metal oksit filminin anodik çözünme (oyuklanma) potansiyelini geçtiğinde gerçekleşir. Belirli bir ortamda, metalin anodik oyuklanma potansiyeli, korozyon potansiyeline eşit veya daha düşük ise, spontane, yani kendi kendine, bir oyuklanma oluşması beklenmelidir. Koruyucu oksit tabakası nedeniyle titanyum çok yüksek anodik oyuklanma potansiyellerine sahip olduğu için, titanyum ve alaşımları için oyuklanma korozyonu sorunu pek geçerli değildir. Söz konusu potansiyel, titanyumun alaşımına, ortam kimyasına, sıcaklık, tarama hızı ve özellikle de yüzeyin durumuna bağlıdır. Alaşımın kendine has özelliklerinden birisi de repasivasyon potansiyelidir ve oyuklanmanın sürebilmesi için gerekli asgari potansiyel olarak tanımlanır. Titanyum ve titanyum alaşımlarının repasivasyon potansiyelleri de çok yüksektir. Böylece titanyum ve titanyum alaşımları genel olarak oyuklanmaya dirençlidir (Bilhan 2003).

Ağız ortamı korozyon ürünlerinin oluşması için son derece uygundur. Ağızda ıslak ve sıcaklığı sık sık değişen bir ortam hakimdir. Alınan yiyecek ve sıvılar da ortamın pH'ını değiştirir. Yiyecek artıkları metalik restorasyona sıkıca yapışarak korozyon ürünleri ile metal veya alaşım arasındaki reaksiyon için son derece uygun lokalize şartlar oluşturur (Demirel 1974, Eichner 1985, Schwickrath 1988, Buzzi and Lussi 1989, Küpper 1989, Geurtsen et al. 1990, Wirz 1992, Zaimoğlu 1993). Ortamdaki bakteriler başta laktik asit olmak üzere birtakım yağ asitleri oluştururlar (Strietzel et al. 1998).

Titanyum olağanüstü biyouyumluluk özelliğinin yanında korozyona dirençlidir ve alerjik reaksiyonlara neden olmaz. Bunların dışında çekme dayanımı, sertlik, elastisite modülü ve ısı geçirgenliği açısından çok iyi mekanik özelliklere sahiptir. Hareketli protez yapımında titanyum kullanılması son on yılda ilgi çekmeye başlamıştır. Total protezlerin damak plakları ve iskelet protezlerde ısı geçirgenliği, hafifliği ve inceliği büyük avantajlar yaratmaktadır. CrCo alaşımları da çok iyi mekanik özelliklere sahiptir (Margolis 1993, Könönen et al. 1995), ancak titanyumun yukarıda bahsedilen özellikleri daha ağır basmaktadır. Titanyumun, metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve çok stabil olan pasif film tabakası sayesinde mükemmel

korozyon özellikleri olduğu bilinmektedir (Dearnley et al. 2004). Titanyum dökümündeki en büyük sorunlardan biri titanyumun yüksek sıcaklıklardaki yüksek reaktivitesidir. Titanyum havadan hemen okside olur ve bu yüzey oksit tabakası titanyumu korozyona karşı korur.

Titanyum mükemmel korozyon direnci nedeniyle çoğunlukla biyomedikal alaşımlarla ilgili korozyon çalışmalarında kullanılmaktadır. Titanyumun korozyon direncinin düştüğü durumlar da vardır. Örneğin düşük pH ve florür'ün korozyonu arttırdığı bulunmuştur (Mabilleau et al. 2006). Buna rağmen, titanyum ve titanyum alaşımları medikal ve dental uygulamalardaki implant malzemesi olarak birinci seçenek olarak yerini korumaktadır. Kuphasuk et al. (2001), yaptıkları çalışmada titanyumun korozyonu sırasında tespit edilebilen bir iyon çözünmesi görülmediğini bildirmişlerdir. Daha önce de belirtildiği gibi, titanyum yüzeydeki pasif oksit film tabakası sayesinde korozyona dirençlidir. Bir implant metali okside ise ve oksit fizyolojik şartlarda yıkılmazsa, metalin pasif durumda olduğundan bahsedilebilir. Titanyum üzerinde doğal olarak kimyasal veya elektrokimyasal olarak oluşan pasif film genellikle TiO_2 'den oluşur. Chen et al.'da (1998) oksit tabakasının korozyon direncini arttırdığını onaylayan bir çalışma yapmışlardır.

Kedici et al.'ın çalışmasında (1998) da titanyumun tüm ortamlarda korozyona oldukça dirençli çıktığı bulunmuştur.

Roselino et al. (2007) flor iyonlarının implant abumentlerinin mekanik özellikleri üzerine etkisini araştırmışlardır. Basma ve yorulma deneyleri ile metalografik karakterizasyon SEM ile incelenmiştir. Numuneler NaF (1500ppm) içinde 184 saat bekletilmiştir. F iyonunun piting korozyonuna neden olduğu, ayrıca implant-abument setlerinin yorulma dayanımı üzerine negatif etki yaptığı tespit edilmiştir. F iyonları ile uzun süreli temaslarda ticari Ti'nin mekanik özelliklerine zararlı etkisi sonucuna varılmıştır.

Zeisler'e göre, dental alaşımların inkorporasyonundan sonra sürekli iyon salınımı görülebilir. Bu durum, bir taraftan döküm objesinin uzun süreli korozyon hasarına neden olurken, diğer taraftan çevresel yumuşak dokuda serbest metallerin meydana gelmesine yol açar.

Bu arada göz önünde bulundurulması gereken konu, masif iyonların ortaya çıkmasının, galvanik lokal element oluşumuna neden olabileceğidir. Metalin sürekli artan kaybını hazırlayıcı faktör olarak 'ağız ortamı' görülmektedir. Ağız ortamının kimyasal etkisi, tükürük

ve cep sıvısının klor ve oksijen iyonlarından zengin olması ve böylece bir elektrolit çözeltisi oluşturmasıyla açıklanabilir (Küpper and Spiekermann 1992). Sonuç olarak böyle bir ortamda gerçekleşen korozyon reaksiyonu sonucunda oluşan ve elektrolite geçen ürünler hidroksit, oksihidrat, metaloksit ve klor gibi kompleks yapılarıdır. Doku elektrolitlerinde gerçekleşen korozyonda bu oksidin reaksiyon ürünleri daha önceden oluşmuş ürünlerdir. Ancak oksidasyon ve redüksiyon sürecinde başka reaksiyonlar da oluşmaktadır. Özellikle de klor, siyan, sülfat ve organik yapılar gibi metalin korozyon direncini değiştiren kompleks oluşturucular bu yeni reaksiyonlara yol açmaktadırlar.

Titanyum'da +1500 mV gibi yüksek bir akım karşısında belirgin bir oksijen oluşumu söz konusudur. Aksi halde, elektrolitin kompleks oluşturucular içermesine rağmen elektrot reaksiyonu gerçekleşemez. Ancak 'flor' bir istisnadır. Titanyum elektrolitteki flor bağlantılarından etkilenmektedir (Wirz and Bischoff 1993).

Korozyon hızları ve mekanizmaları, alaşımın daldırıldığı ortam ile doğrudan ilgilidir. Proteinlerin, çeşitli metallerin korozyon hızları üzerinde önemli bir etkisi olduğu bulunmuştur (Jenkins 1978, Holland 1991).

Yapay tükürükte yapılan in vitro testlerle ağız içi korozyon hızları üzerine tahminler yürütülebilir. Gettleman et al. (1980), ağız içi korozyon olaylarını incelemek için lineer polarizasyon tekniğini uygulamışlardır.

Protein ile metal arasında oluşan bağlantının kuvveti ve proteinin adsorbe ve desorbe olma (ayrılma) hızları da koruyucu film tabakasının stabilitesi, dolayısıyla korozyon hızı açısından önemlidir. Sharma et al. (1981), yaptıkları çalışmada kobalt, alüminyum ve titanyum yüzeyine in vitro olarak tutunmuş fibrinojen ve albüminin ayrılma oranlarını incelemişler ve albüminin daha hızlı bir şekilde yüzeyden ayrıldığını bulmuşlardır.

Khan et al. (1999) titanyumun serum fizyolojik, 10%'luk fetal dana serumu ve dana albümini çözeltileri içindeki korozyon davranışlarını incelemişlerdir. Çalışmanın sonucu olarak, protein çözeltilerinin korozyonu azaltıcı etkisi bulunduğunu bildirmişlerdir.

Pasif durumda TiO_2 'nin çözünme oranı çok düşüktür. Zamanla implant metali yüzeyinde küçük değişiklikler görülebmesinin yanı sıra doku içinde titanyum akümülyasyonu da

izlenebilir. Vücut dokularında normal Ti düzeyi 50ppm'dir. 100 ppm ile 300 ppm değerleri sıklıkla Ti implant etrafındaki yumuşak dokularda ölçülebilmektedir. Bu miktar pratikte oksit tabakanın çözünürlüğünü gösterir. Bu oranlarda titanyum pigmentleri ile doku renklenmesi izlenebilir. Bu çözülme oranı, pasif haldeki implant materyalleri arasında en düşüğüdür ve vücutta tolere edilebilir. Bu bilgi, klinik olarak saf Ti ve Ti6Al4V alaşımları kullanılarak, 20 yıllık çalışma ile kanıtlanmıştır (Wirz 1997).

In vivo ortamda Ti'nin korozyon direncini araştırmak amacı ile üst tam protezlere Ti plaklar uygulanmıştır. Bu amaçla alt ve üst çenesi dişsiz on hastanın, üst çenesinden alınan ölçülerin damak kısımlarına döküm yoluyla Ti plaklar hazırlanmış ve hastaların protezleri bilinen yöntemlerle bitirilerek takılmıştır (Canay vd. 1996). Karşılaştırma yapmak amacıyla beş hastaya da Co-Cr alaşımlarından aynı plaklar uygulanmıştır. Belirli aralıklarla kontrole çağrılan hastalar altı ay protezleri kullanmışlar, bu sürenin sonunda klinik olarak ağız dokuları ve protez yüzeyleri incelenmiştir (Canay vd. 1996). Daha sonra protezlerden çıkarılan plaklar elektrokimyasal yöntemlerle yapay tükürük içerisinde korozyon açısından değerlendirilmiştir. Ağızda kullanılan Ti'den elde edilen sonuçlar, Co-Cr ve hasta tarafından kullanılmayan dökümden çıkmış Ti ile karşılaştırılmıştır (Canay vd. 1996). Sonuçta Ti plakların üzerinde protez plağının çok az düzeyde biriktiği, mukozada herhangi bir kızarıklık, alerji ya da tahriş olmadığı gözlemlenmiştir. Korozyon davranışı açısından ise hasta ağızında kullanılan Ti'nin döküm halindeki ve kullanılmamış Ti'ye ve Co-Cr alaşımına göre daha fazla korozyona uğradığı görülmüştür (Canay vd. 1996).

Ionescu et al. (2002) yapay tükürük içinde Ti'nin elektrokimyasal davranışlarının kinetik parametrelerini araştırmışlardır. Elektrokimyasal teknikler açık devre potansiyeli, lineer polarizasyon testleri, çevrim polarizasyon ölçümlerini içermektedir. Ti ve alaşımlarının korozyon davranışlarını değerlendirmek için çukur oluşturma potansiyeli, koruma potansiyeli aralarındaki farklar anodik potansiyodinamik eğrilerden çıkarılmıştır. F^- , Cl^- ve pH etkileri değerlendirilmiştir. Sonuçta Cl^- ve F^- 'siz yapay tükürük içinde Ti'n korozyona daha az duyarlı olduğu zamana bağlı olarak Ti'nin iyon salınım miktarının arttığı rapor edilmiştir.

Strietzel et al. (1998) yapmış oldukları çalışmalarda Ti'un in vitro korozyon davranışları üzerine numune hazırlama, zımparalama, pH etkileri, farklı döküm sistemleri CAD/CAM ile kıyaslama, klorür, tiyosyonür, florür, laktik, sitrik, okzalat, asetat gibi parametrelerin etkilerini incelemişlerdir. Dört hafta boyunca yapılan statik daldırma çalışmalarında her hafta

solüsyonun analizi atomik absarpsiyon spektroskopisi ile yapılmıştır. pH ve organik asit ile kıyaslandığında zımparalama ve dökümün çok az etkili olduğu tespit edilmiştir. Florun olduğu ortamda iyon salınımı atmaktadır. Düşük pH değerleri bu etkiyi daha da artırmaktadır. Sonuç olarak flor ortamından metalin uzak tutulması veya etki zamanının azaltılması önerilmektedir.

Mobilleam et al. (2006) CP-Ti'nin korozyonu üzerine yapay tükürük içeren farklı test solüsyonlarında 9 gün daldırma deneyi yaparak F^- (%0,5 , %2,5) H_2O_2 ve laktik asidin (%0,1 ve % 10) etkilerini AFM ve SEM ile incelemiştir. Ti'un yüzey pürüzlüğü, F^- , H_2O_2 ve laktik asit içeren yapay tükürük içinde oldukça artmıştır. Korozyon çalışmalarını değerlendirmek için AFM'in SEM'den daha hassas olduğu önerilmektedir.

Alves et al. (2004) döküm ve ısıl işleme tabi tutulmuş Ti-Mo'nun mikroyapısı ve korozyon dayanımı üzerine etkilerini çalışmışlardır. F içeren serum fizyolojik [0.15M NaCl + 0.03M NaF (pH=6)] içinde Ti-Mo alaşımının karşılaştırma amacıyla Ti6Al4V'un korozyonu incelenmiştir. Bütün elektrotlarda benzer elektrokimyasal davranışlar gözlenmiştir. Özellikle ısıl işlem görmüş Ti-10Mo alaşımı en düşük pasif akım göstermiştir.

Al-Mayouf et al. (2004) yeni Ti alaşımının (% Ag Ti-30-Cu-10 Ag) korozyon davranışı üzerine flor iyon konsantrasyonu (0.01, 0.05) tükürük solüsyonunda elektrokimyasal metot ile araştırmışlardır. Karşılaştırma amacıyla saf Ti ve Ti-6Al-4V'un korozyonu da incelenmiştir. Ti ve alaşımlarının korozyonu flor iyon konsantrasyonu ve pH değerlerinin ikisine de bağlıdır. Nötral düşük flor konsantrasyonunda korozyon hızının daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Flor konsantrasyonunun artması oksit tabakasının porozitesinin artmasına neden olmaktadır ki bu da korozyon dayanımını azaltmaktadır. Özellikle asit ortamında Ti-30 Cu-10Ag alaşımında Cu ve Ag'nin bulunması korozyon davranışını olumlu etkilediği rapor edilmiştir.

Demirel ve Ay (1999) farklı pH değerlerine sahip flor içeren ve içermeyen yapay tükürüklerde titanyumun korozyon davranışı incelenmiştir. Metal yüzeyinde meydana gelen değişiklikler elektron mikroskopu ile incelenmiş, yapay tükürüklerde metalden çözünen iyonlar AAS ile analiz edilmiştir. Flor içeren 6.5 ve 2.3 pH'lı yapay tükürüklerde bekletilmiş örnekler daha belirgin yüzey değişimi ve daha fazla iyon çözünümü ortaya koymuştur. Aynı şekilde düşük pH'lı yapay tükürük grubundaki örnekler de 6.5 pH değerine sahip yapay

tükürük grubunda bekletilenlere göre daha fazla yüzey değişimi ve iyon çözünümlü göstermiştir.

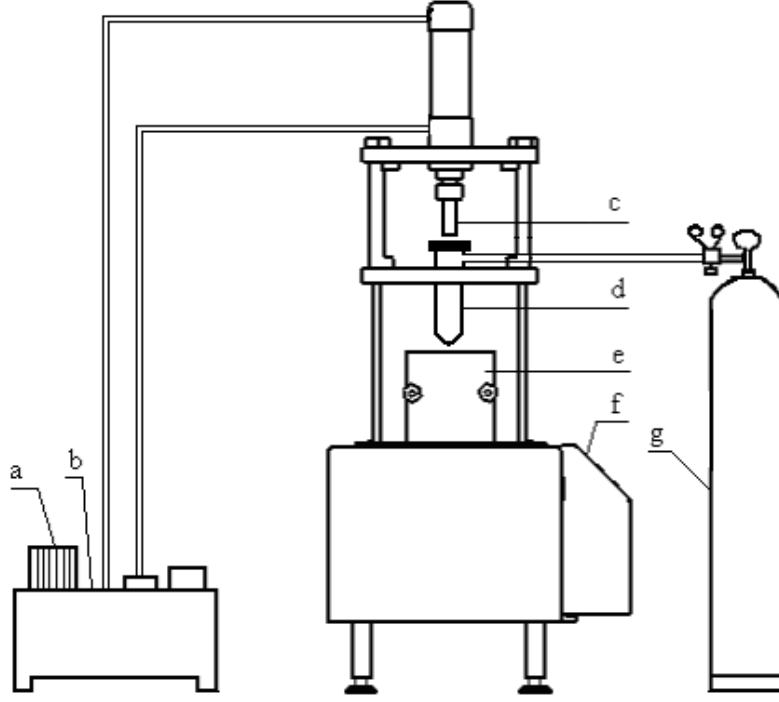
BÖLÜM 5

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu çalışmada toz enjeksiyon kalıplama (TEK) yöntemiyle üretilen titanyum numunelerinin ve TEK-Ti numunelerle karşılaştırmak için ticari saflıkta titanyum (CP-Ti) ekstruze çubuklardan hazırlanan deney numunelerinin florlu ve florsuz yapay tükürük ortamında pH'a bağlı korozyon davranışları incelenmiştir.

5.1 ARAŞTIRMADA KULLANILAN MALZEMELER

Alfa Aesar Ltd. firmasından temin edilen 45 µm ortalama partikül çapına sahip saf Ti tozları, Toz Enjeksiyon Kalıplama prosesi (TEK) ile 6 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda numunelerin üretimi için kullanılmıştır. TEK yöntemi ile üretim ve üretim parametreleri (bağlayıcı, bağlayıcı giderme, sinterleme) Türkmen (2007) tarafından ayrıntılı olarak çalışılmıştır. Toz enjeksiyon kalıplama makinesi ve bölümlerinin şematik görüntüsü Şekil 5.1'de verilmiştir (Türkmen 2007). Kısaca, TEK ile numune üretiminde bağlayıcı karışımı olarak % 80 oranında polietilen glikol (PEG) ve % 20 oranında polimetilmetakrilat (PMMA) karışımı kullanılmıştır. Hacimce % 46 PMMA/PEG karışımı ile Ti tozları, 130 °C'deki kap içinde 300 devir/dk hızda 30 dakika süreyle karıştırılmıştır. Sıcaklığı 180 °C olan hazneye konulan karışım, sıkıştırılmış argon gazı yardımı ile 15 bar basınç altında 60 °C'deki kalıp içine enjekte edilerek kalıplanmıştır. Kalıplama işleminden sonra kalıplanan numunelerdeki bağlayıcıyı gidermek için sırasıyla suda çözündürme ve ısı ayırma işlemleri yapılmış ve ardından sinterleme işlemi gerçekleştirilmiştir. İçinden % 99.98 saflıkta argon gazı geçirilen ve hemen sonra 10^{-3} Pa vakum uygulanan fırında 1250 °C sinterleme sıcaklığında ve 1 saat süreyle sinterleme yapılmıştır. TEK-Ti numunelerle karşılaştırmak için ticari saflıkta (CP) titanyum ekstruze çubuklardan deney numuneleri işlenmiştir.



Şekil 5.1 Toz enjeksiyon kalıplama makinesi ve bölümlerinin şematik görüntüsü (Türkmen 2007).

- a. Motor, b. Hidrolik pompa, c. Hidrolik piston, d. Hazne, e. Kalıp, f. Kumanda sistemi,
g. Gaz tüpü

Belirli düzgünlükte yüzey kalitesini elde edebilmek için TEK-Ti ve CP-Ti numuneler, 1000 mesh SiC zımpara ile zımparalanmış ve $1\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ pasta ile parlatılmıştır. Daha sonra asetonla temizlenmiş ve sıcak hava ile kurutulmuştur.

Termal oksidasyon işlemi $800\text{ }^\circ\text{C}$ 'de 8 saat süreyle normal atmosferik koşullarda gerçekleştirilmiştir.

5.2 KOROZYON TESTİ

5.2.1 Elektrolit

Deneyel çalışmada, elektrolit olarak yapay tükürük solüsyonu kullanılmıştır (Bilhan 2003). Yapay tükürük Çizelge 5.1'deki veriler kullanılarak hazırlanmış ve gerekli kimyasallar BESTEL KİMYA SANAYİİ ve TİCARET A.Ş'den temin edilmiştir.

Çizelge 5.1. Deneylerde kullanılan yapay tükürük formülü (Shannon 1982).

Kimyasal	Miktar/litre
NaCl	1.2800 g
MgCl ₂ (6H ₂ O)	0.125 g
KCl	0.095 g
CH ₃ COOK	1.508 g
CaCl ₂	0.167 g
K ₃ PO ₄ (3H ₂ O)	0.386 g
H ₃ PO ₄	0.05ml
NaF	0.42 g – 4.2 g – 21 g
Laktik Asit	İstenilen pH değeri kadar

Yapay tükürük hazırlandıktan sonra, çözelti içerisine 0.05ml H₃PO₄ (%85lik) ilave edilerek karıştırılıp, tortu oluşma durumuna göre 1 damla daha H₃PO₄ (%85lik) ilave edilerek berraklık sağlanmıştır. Bu şekilde hazırlanan yapay tükürüğün pH'ı 6.5 olarak ölçülmüştür. Çözeltiye pH=3'e düşüncüye kadar laktik asit katılmıştır. Ortam sıcaklığı olarak vücut sıcaklığını taklit etmek amacıyla 37°C tercih edilmiştir. Termometre ve pH ölçer olarak HANNA-HI 8314 model pH metre kullanılmıştır. Flor içermesi gereken 3 gruba sırasıyla 0.42g/l (0.01 M), 4.2g/l (0.1 M) ve 21g/l (0.5 M) NaF eklenmiştir. NaF miktarları literatürden (Demirel ve Ay 1999, Mayouf et al. 2004) belirlenmiştir.

5.2.2 Çalışma Elektrodu

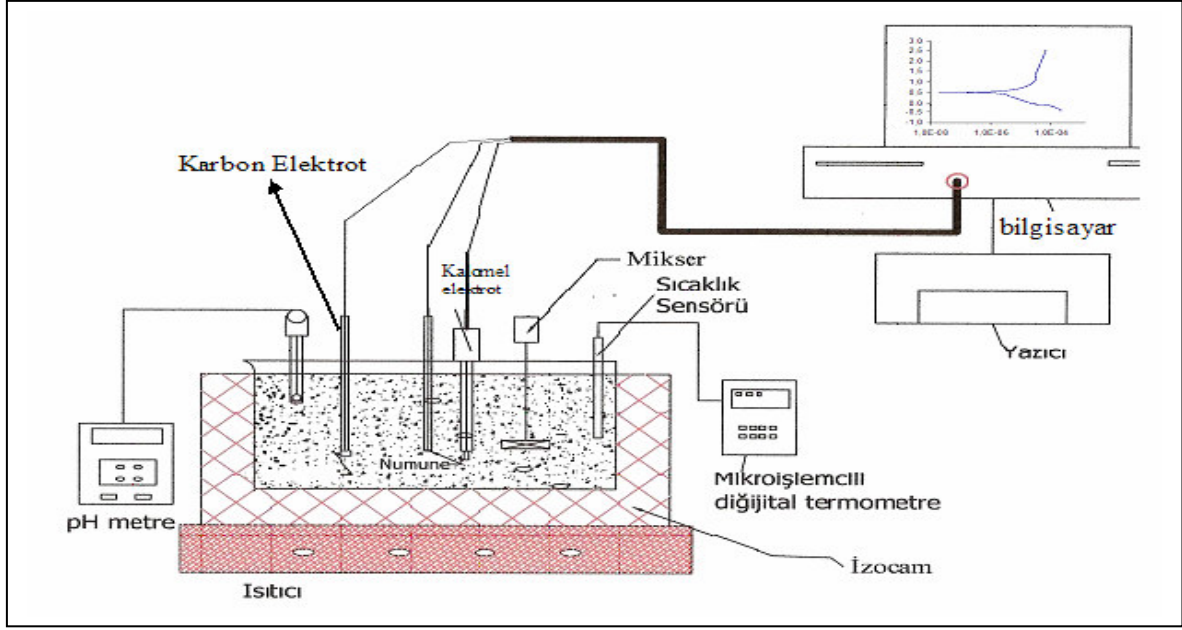
Şekil 5.2'de görüldüğü gibi deney numunelerinde (çalışma elektrodu) iletkenliği sağlayabilmek için arka yüzeyine 1.5 mm çapında 300 mm uzunluğunda bakır tel lehimlemiş ve yalnızca elektrolit ile temasta olan yüzeyleri açıkta kalacak şekilde eposi ile kaplanmıştır. TEK-Ti numunesinin yüzey alanı 0.384 cm² ve CP-Ti numunesinin 0.282 cm² olarak hesaplanmıştır. Orjinal numunelerin yüzeyleri standart metalografik yöntemle parlatılmıştır. Korozyon deneyine başlamadan önce incelenen numuneler saf suda 5 dakika ultrasonik olarak temizlenmiş, ardından alkol ile durulanmış ve son olarak kurutulmuştur.



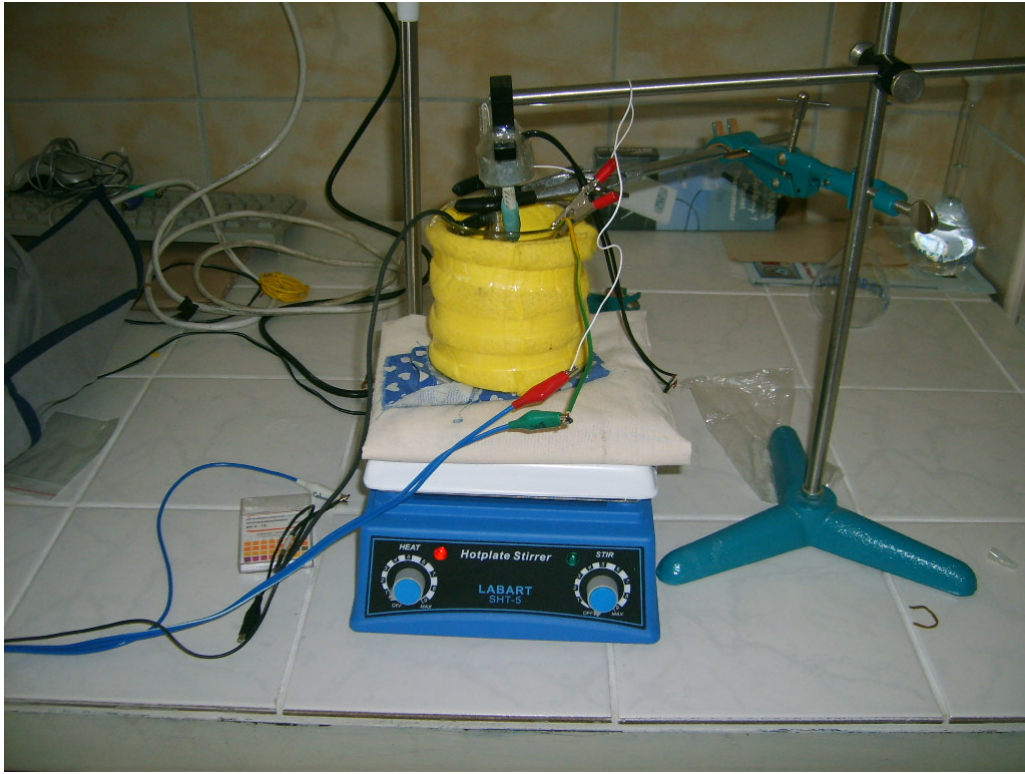
Şekil 5.2. Çalışma elektrodu.

5.2.3 Korozyon Deney Düzenegi ve Deneyin Yapılışı

Korozyon incelemelerinde DC105 Korozyon Analiz yazılımına sahip bilgisayar kontrollü Gamry model PC4/300mA potansiyostat/galvonostat kullanılmıştır. Deney hücresi olarak 400 ml beher kap ve sıcaklık kontrollü ısıtıcı kullanılmıştır (Şekil 5.3). Elektrolitin sıcaklığını daima $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'da kontrol altında tutabilmek, ısı kayıplarını önlemek ve sistemin sıcaklığını dengede tutabilmek için deney hücresi ısı yalıtım malzemesi ile sarılıp, sıcaklık kontrollü ısıtıcı üzerine yerleştirilmiştir. Deney süresince elektrolit karışımını sağlamak için hücre içerisine mini mikser monte edilmiştir. Statik korozyon düzenegi resmi Şekil 5.4'te verilmiştir. Deney hücresi içerisine, çalışma elektrotu olarak deney numuneleri, karşı elektrot görevini yapan 6mm çapında karbon elektrot ve referans elektrot olarak da doygun kalomel elektrot (SCE) yerleştirilmiştir. Çalışma elektrotu ile karbon elektrot yüzeyleri karşılıklı gelecek şekilde belirli uzaklıkta, referans elektrot ise çalışma elektrotuna olabildiğince yakın yerleştirilmiştir.



Şekil 5.3 Potansiyostatik yöntemle çalışan statik korozyon deney düzeneği.



Şekil 5.4 Statik korozyon hücresi.

Deney çalışmalarının tümünde, öncelikle sistemden akım geçmeksizin, yapay tükürük çözeltisi olan elektrolit içine çalışma elektrodunun ve referans elektrodunun daldırılmasından itibaren ikisi arasındaki korozyon potansiyellerinin mV olarak değişimi ilk 45 dk süreyle, zamana karşı ölçülmüştür. Denge potansiyeline (E_{kor}) ulaşıldıktan sonra potansiyodinamik

polarizasyon eğrileri, -1.0'dan +2.50 V'a kadar 1 mVs⁻¹ tarama aralığında katodikten anodik yöne doğru potansiyeli tarayarak kaydedilmiştir. Tüm deneyler, her bir numune çeşidi için en az ikişer defa olmak üzere polarizasyon eğrileri birbirlerini doğrulamaya kadar tekrar edilerek sonuçların daha güvenilir olmasına çalışılmıştır. Tafel eğrilerinden korozyon potansiyeli (E_{kor}), korozyon akım yoğunluğu (I_{kor}) ve korozyon hızı (CR) hesaplanmıştır.

5.6 SEM KAREKTERİZASYONU

Korozyon deneyleri öncesi ve sonrasında numune yüzeyindeki değişimleri karakterize edebilmesi için TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin pH ve flor etkisi Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir.

BÖLÜM 6

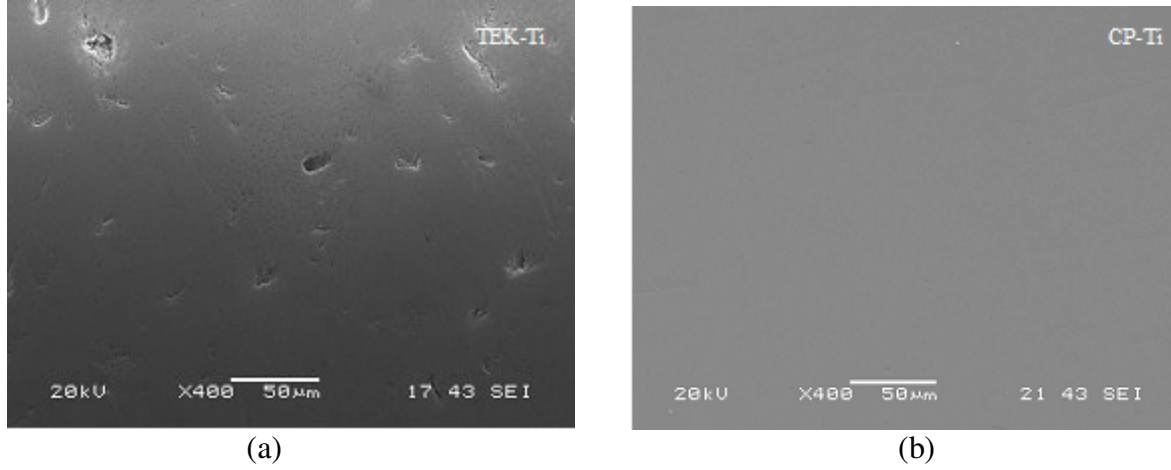
DENEYSEL SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Bu bölümde deneysel sonuçlar, pH etkisi ve flor etkisi olmak üzere iki kısımda sunulmuş ve değerlendirilmiştir.

6.1 pH ETKİSİ

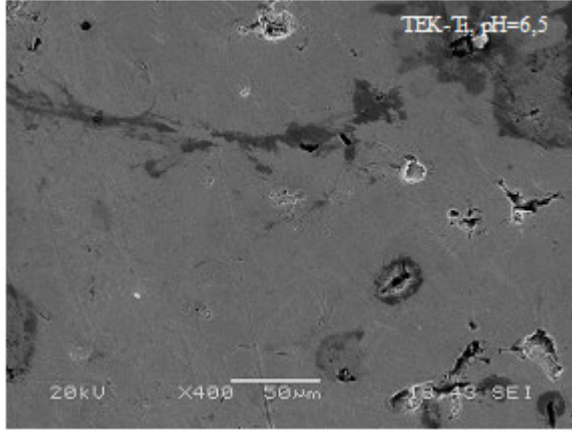
6.1.1 Mikroyapı İncelemeleri

Şekil 6.1, 6.2 ve 6.3 sırasıyla korozyon öncesi, korozyon sonrası nötral ve asidik ortamdaki yüzey mikroyapılarını göstermektedir. Korozyon öncesi yüzey mikroyapıları kıyaslandığında (Şekil 6.1) TEK-Ti'nin poroziteli olduğu, CP-Ti'nin yüzeyinin ise pürüzsüz olduğu görülmektedir. TEK-Ti numunelerinin yüzeylerindeki porozitelerin sinterleme sonucu olduğu düşünülmektedir. Tam yoğunluğa geleneksel toz metalurjisi metodunda ulaşmak oldukça zordur. Yoğunluk belli oranlarda toz boyutuna, uygulanan basınca, sinterleme sıcaklığı ve zamanına bağlıdır (German 1990). Gerçekte poroziteli yüzeyler implant ile hücre bağlantısını sağlaması açısından istenen bir özelliktir (Deligianni 2001). Korozyona uğramış numuneler kıyaslandığında (Şekil 6.2) nötral yapay tükürük ortamında TEK-Ti'de, CP-Ti'ye nazaran yüzeylerde korozyon oyukları gözlenmiştir. Bununla birlikte korozyonun etkisi pH=3'te kendini çok daha bariz göstermektedir. Nötral ortamda (pH=6.5) TEK-Ti yüzeyleri korozyon deneyi yapılmamış TEK-Ti numuneler (Şekil 6.1.a) ile kıyaslandığında yüzeydeki porozitelerin bir miktar daha belirgin olduğu gözlenmiştir. Bununla beraber CP-Ti numune yüzeylerinde korozyon öncesi ve sonrası kayda değer bir değişiklik görülmemiştir. TEK-Ti numunelerde porozitelerin belirgin olma nedeni daha önceden var olan porozitelerin civarının bir miktar daha korozyona uğraması olarak açıklanabilir. Bu durumun değerlendirilmesi Bölüm 6.1.2 ve 6.1.3'te yapılacaktır.

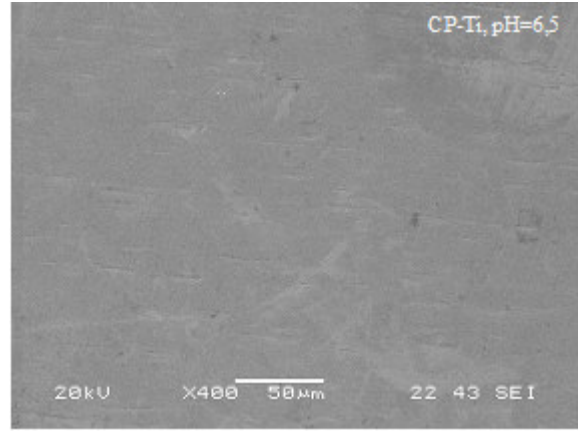


Şekil 6.1 Korozyon öncesi (a) TEK-Ti ve (b) CP-Ti'nin SEM yüzey görüntüsü

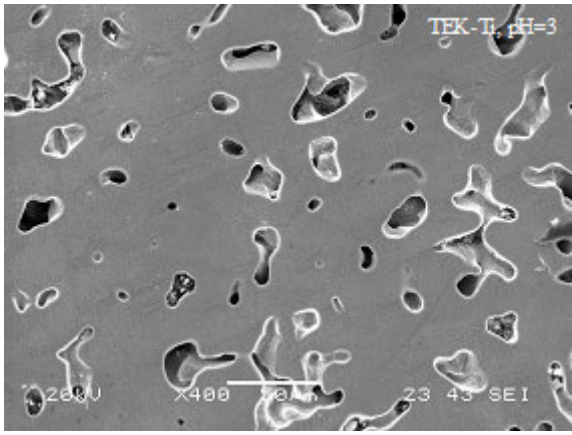
Şekil 6.3 asidik ortamda (pH=3) korozyona uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin yüzeyleri kıyaslandığında yüzey oksitleme işleminin korozyon direncine, dikkate değer katkısı olduğu görülmektedir. Şekil 6.2 (c) ile kıyaslandığında oksitlenme işleminin (Şekil 6.3) etkisi daha açık görülmektedir. Oksidasyona uğramış numunelerin XRD paternlerinde hem TEK-Ti hemde CP-Ti numunelerinin yüzeyi TiO_2 'nin rutil modifikasyonu ile kaplanmış olduğu Türkmen ve arkadaşları (2008) tarafından rapor edilmiştir. Gülyüz ve Çimenoglu (2005) ve Dearnley et al. (2004) termal oksitlenmiş Ti6Al4V numunelerinin korozyon direncinin oksit filminin kalınlığı ile arttığını rapor etmişlerdir.



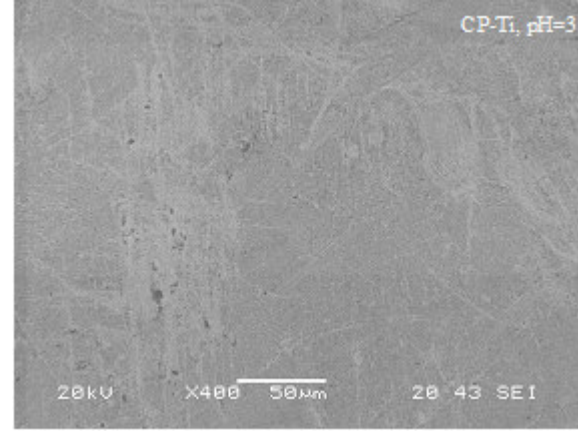
(a)



(b)

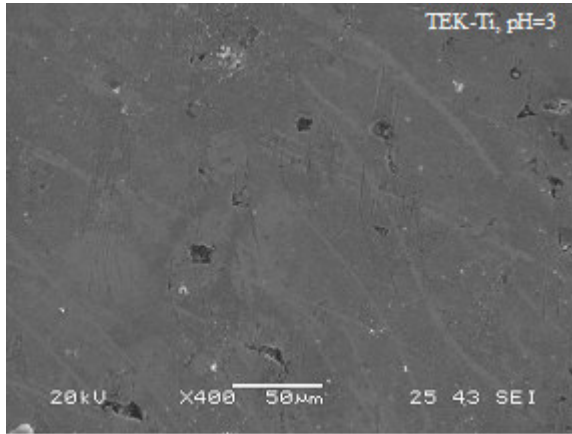


(c)

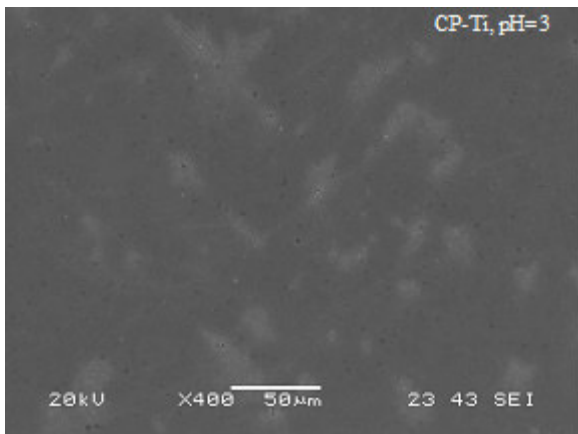


(d)

Şekil 6.2 Korozyon sonrası (a) TEK-Ti, pH=6.5, (b) CP-Ti, pH=6.5, (c) TEK-Ti, pH=3 ve (d) CP-Ti, pH=3'de SEM yüzey görüntüsü.



(a)

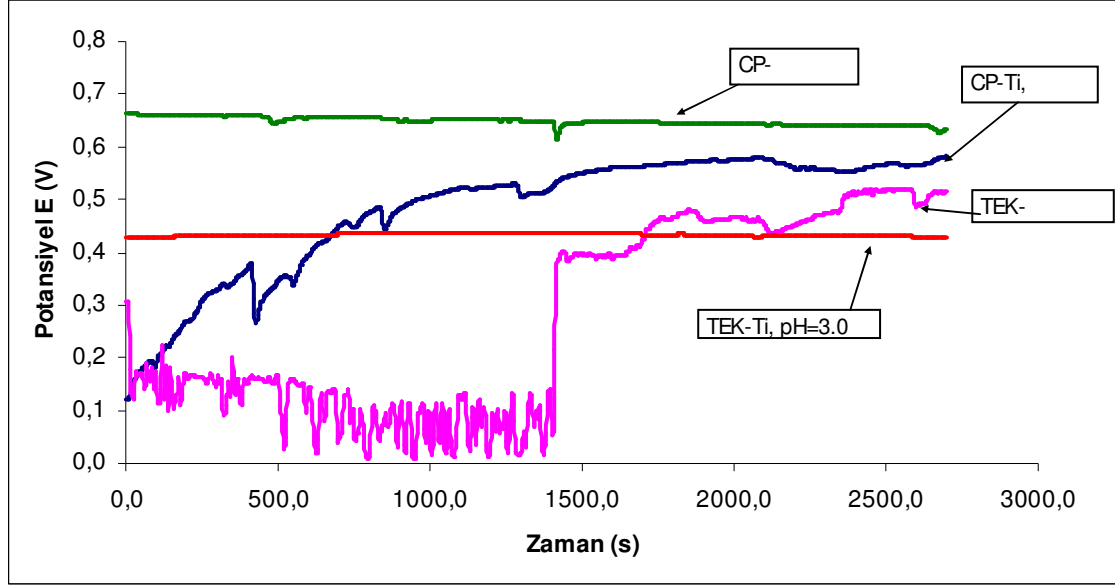


(b)

Şekil 6.3 Oksitlenmiş numunelerin korozyon sonrası (a) TEK-Ti, pH=3 ve (b) CP-Ti, pH=3'te SEM yüzey görüntüsü.

6.1.2 Açık Devre Potansiyel Ölçüm Sonuçları

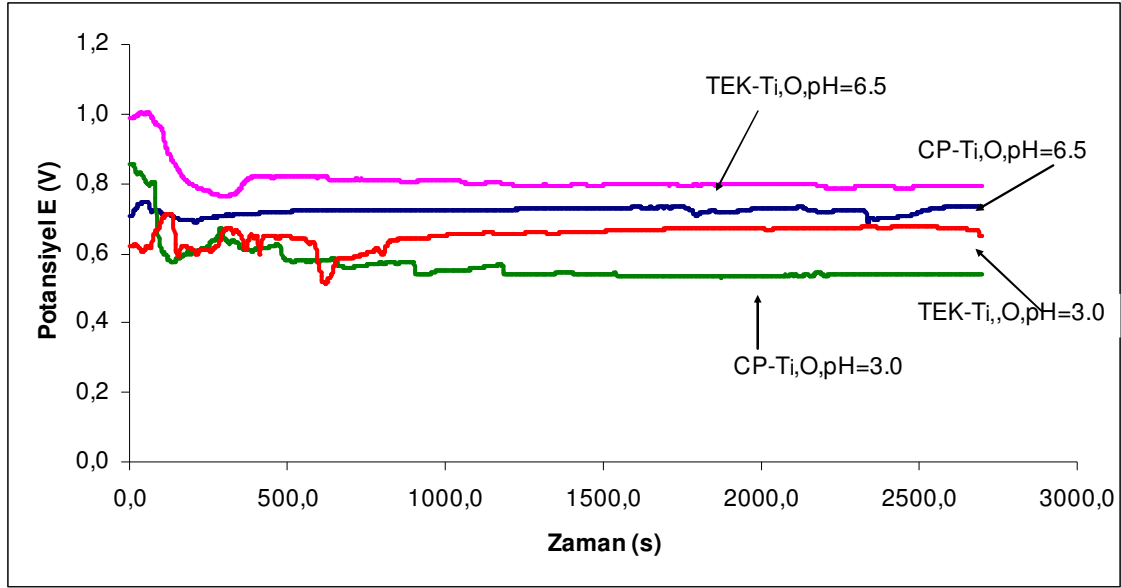
TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin pH'a bağlı yapay tükürük ortamında zamana karşı potansiyel eğrileri Şekil 6.4'de verilmiştir.



Şekil 6.4 pH=6.5 ve pH=3'de TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin yapay tükürük çözeltisi içerisinde zamana bağlı açık devre potansiyel eğrileri.

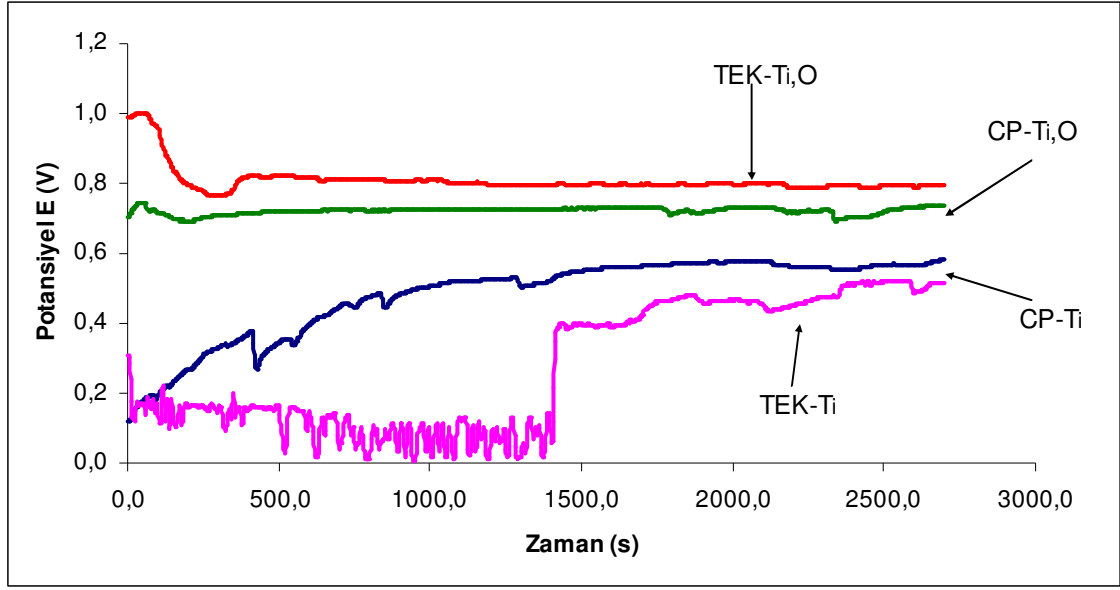
Nötral ortamda, TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin zamana karşı korozyon potansiyelleri kıyaslandığında, her ikisinde de denge potansiyeline ulaşıncaya kadar dalgalanmalar gözlenmiştir. pH=6.5'da TEK-Ti'nin denge potansiyeli 0.554V iken CP-Ti denge potansiyeli 0.600V'ye kadar yükselmiştir. Asidik ortamda ise TEK-Ti ve CP-Ti'un zamana karşı potansiyel değişiminin daha kararlı olduğu görülmektedir (Şekil 6.4). Diğer bir deyişle, başlangıç potansiyelinden denge potansiyeline ulaşıncaya kadar daha kararlı potansiyel sergilediği görülmektedir. Nötral ortamdaki (pH=6.5) TEK-Ti'nin denge potansiyelinin (0.554V), asidik ortamdaki (pH=3.0) TEK-Ti'ninkinden (0.420V) daha pozitif olduğu görülmektedir. Asidik ortamda CP-Ti'nin denge potansiyeli ise (0.655V) olup nötral ortamdaki CP-Ti'nin potansiyelinden (0.600V) daha yüksektir. Nötral ortamda TEK-Ti potansiyellerinin başlangıçta fazla dalgalanmalar göstermesi gözenekli yapıdan dolayı daha geç pasifleşmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Diğer taraftan asidik ortamda potansiyelin zamana karşı kararlı olması yüzeyin hızlı pasifleşmesine dayandırılabilir ki CP-Ti de benzer davranış göstermektedir.

Şekil 6.5'te yapay tükürük ortamında, pH=6.5 ve pH=3.0'da oksitlenmiş TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin zamana karşı potansiyel eğrileri verilmiştir.

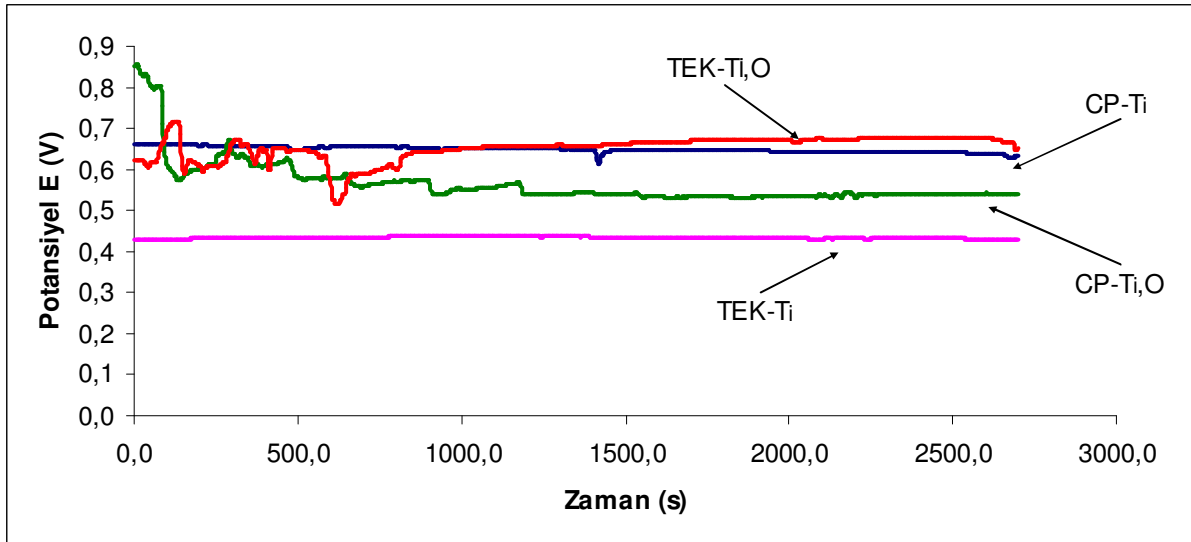


Şekil 6.5 Oksitlenmiş TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin pH= 3.0 ve pH=6.5'da yapay tükürük içerisinde zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrileri.

Şekil 6.5'da görüldüğü üzere oksitlenmiş numunelerin denge potansiyelleri daha pozitifte ve denge potansiyeline ulaşmaya kadar daha kararlı eğilim göstermektedir. Nötral (pH=6.5) ve asidik (pH=3.0) ortamda oksitlenmemiş ve oksitlenmiş numunelerin zamana karşı potansiyel eğrileri kendi arasında karşılaştırmalı olarak sırasıyla Şekil 6.6 ve Şekil 6.7'de verilmiştir. pH=6.5'da oksitlenmemiş numunelerle kıyaslandığında, oksitlenmiş numunelerin zamana karşı potansiyellerinin daha kararlı olduğu ve pozitif değerlere kaydığı Şekil 6.6'da görülmektedir. pH=3'de de, oksitlenmiş numunelerin zamana karşı potansiyelleri oksitlenmemiş numunelere göre daha pozitif potansiyellere kaymıştır (Şekil 6.7).



Şekil 6.6 Termal oksidasyona uğratılmış ve uğratılmamış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin yapay tükürük içerisinde pH= 6.5'da zamana karşı açık-devre potansiyel eğrileri.

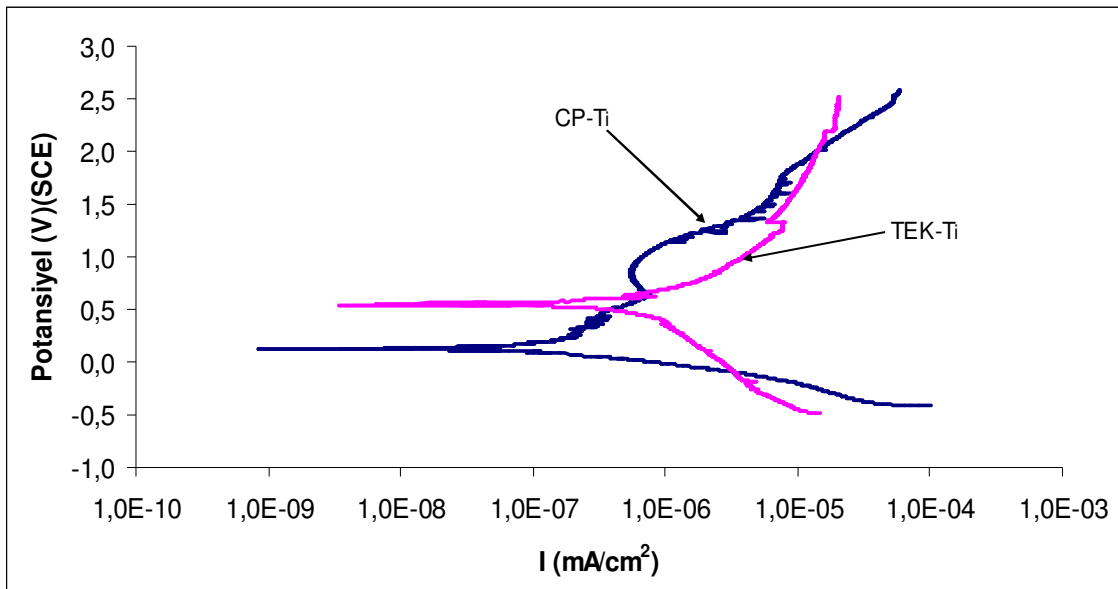


Şekil 6.7 Termal oksidasyona uğratılmış ve uğratılmamış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin yapay tükürük içerisinde pH= 3'de zamana karşı açık devre potansiyel eğrileri.

Tüm numunelerin başlangıçta az da olsa potansiyellerinde dalgalanmalar görülmesine rağmen oksitlenmemiş numunelerle (Şekil 6.4) kıyaslandığında daha kararlı olması oksidasyonun faydalı etkisini göstermektedir. Dikkate değer bir nokta ise potansiyel değerlerinin birbirine çok yakın olmasıdır ki bu da yüzeyde oluşan oksit filminin benzer karakter göstermesinden kaynaklanabilir.

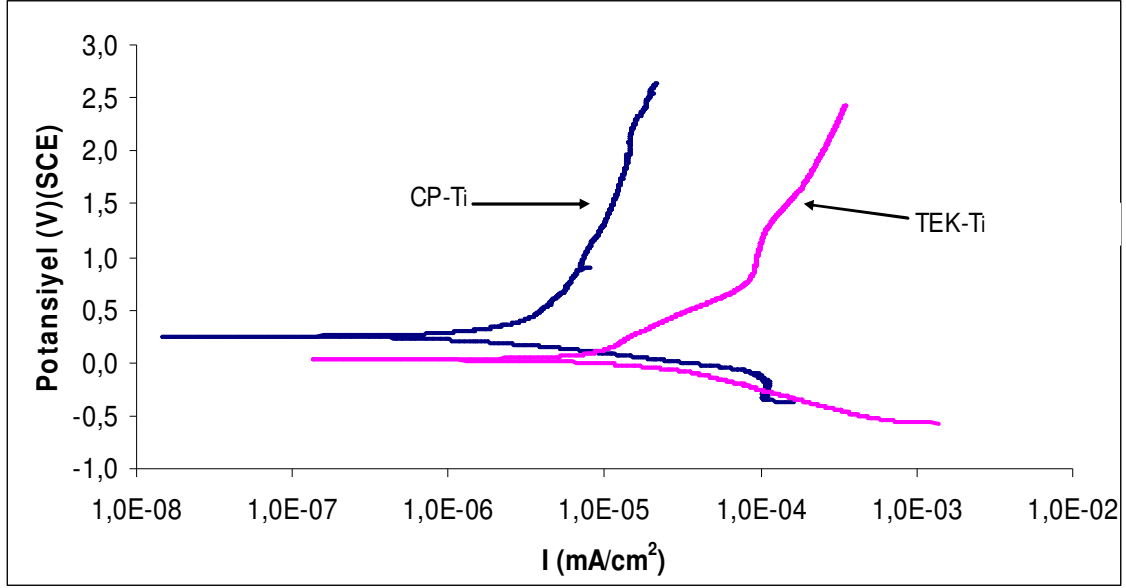
6.1.3 Potansiyodinamik Polarizasyon Test Sonuçları

Yapay tükürük ortamında TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin termal oksidasyon öncesi ve sonrası pH'a bağlı potansiyodinamik polarizasyon eğrileri Şekil 6.8 - 6.11'de verilmiştir. Çizelge 6.1'de, polarizasyon eğrilerinin ekstra polarizasyonu ile elde edilen korozyon potansiyeli (E_{kor}), korozyon akım yoğunluğu (I_{kor}) ve korozyon hızı (CR) değerleri verilmektedir. TEK-Ti ve CP-Ti'nin E_{kor} ve I_{kor} değerleri sırasıyla 0.554V, $0.36\mu A/cm^2$ ve 0.126V, $0.16\mu A/cm^2$ olarak Tafel eğrisinden hesaplanmıştır (Çizelge 6.1). Bu sonuçlar, TEK-Ti'nin potansiyelinin daha pozitif olmasına rağmen, I_{kor} 'unun daha yüksek değerlere kaydığını göstermektedir (Şekil 6.8). Ancak, I_{kor} değerleri polarizasyon eğrisinden extrapolasyonla belirlenen akım değerinin geometrik yüzey alanına bölerek hesaplanmaktadır. TEK-Ti numuneler porozite içerdiğinden hesaplanan geometrik yüzey alanı gerçek yüzey alanından küçüktür. Dolayısıyla gerçek yüzey alanı göz önünde bulundurulduğunda TEK-Ti numunelerinin akım yoğunluk değerleri ile CP-Ti numunelerinin akım yoğunluk değerleri arasındaki fark azalacağı öngörülmektedir. Kaneko et.al. (2000), gerçek yüzey alanı ile akım yoğunluğunu incelemiş ve akım yoğunluğunun gerçek yüzey alanı ile arttığını rapor etmiştir. Kısaca, nötral ortamda TEK-Ti poroziteli olmasına rağmen çok fazla korozyona uğramamaktadır. Daha yüksek akım yoğunluğunun yüzey pürüzlülüğünden kaynaklandığı düşünülmektedir. SEM resimleri de (Şekil 6.2)'de söz konusu argümanı desteklemektedir.



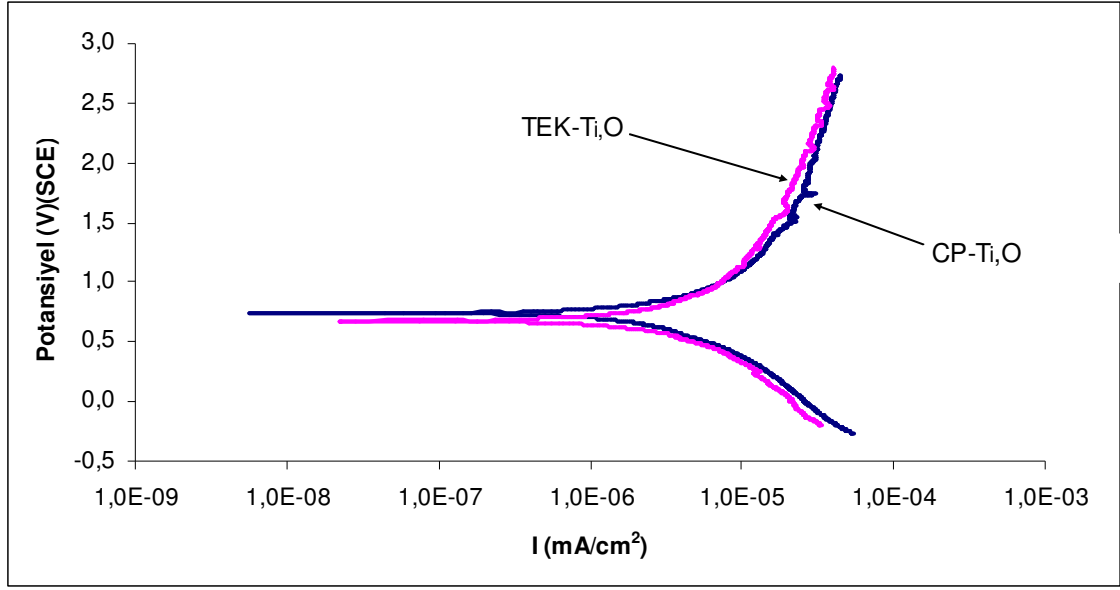
Şekil 6.8 Yapay tükürük ortamında TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin pH=6.5'te polarizasyon eğrileri.

Şekil 6.9’da görüldüğü gibi, asidik ortamda TEK-Ti, CP-Ti’ye göre daha düşük potansiyel vermiştir. Potansiyel değeri CP-Ti’de 0.248V iken TEK-Ti’de 0.030V olarak ölçülmüştür. TEK-Ti’nin, I_{kor} değeri $8.54\mu A/cm^2$ ve CP-Ti’nin, I_{kor} değeri $1.77\mu A/cm^2$ olarak belirlenmiştir. Bu sonuçlardan da görüldüğü gibi asidik ortamda I_{kor} değerleri artmaktadır. I_{kor} ’un daha yüksek olması, TEK-Ti’nin CP-Ti’ye göre daha hızlı korozyona uğradığını göstermektedir.

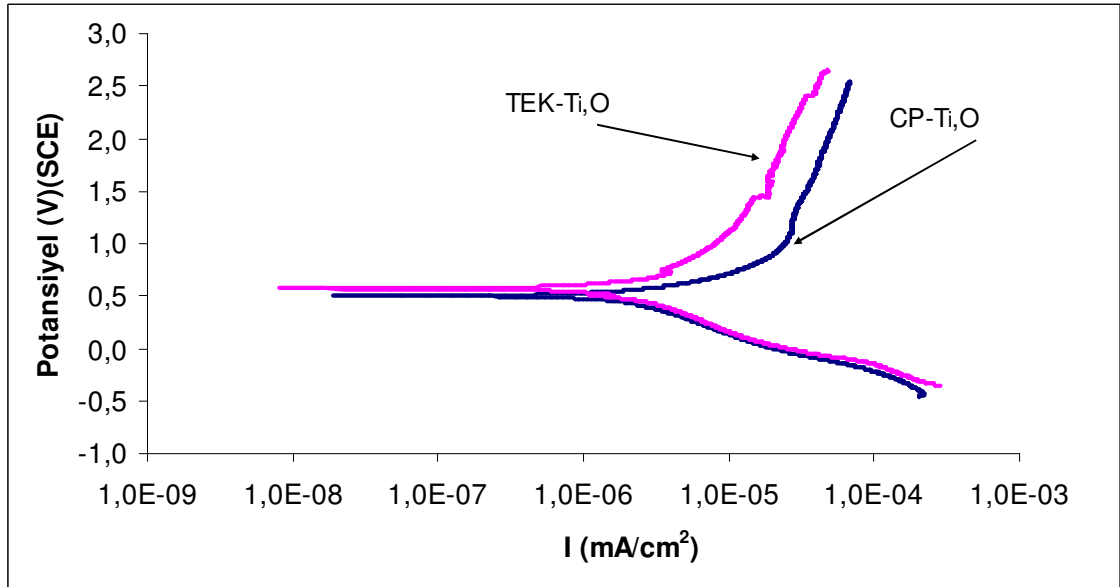


Şekil 6.9 Yapay tükürükte pH=3.0’de TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin polarizasyon eğrileri.

Nötral ortamda, oksitlenmiş numunelerin hemen hemen aynı polarizasyon eğrileri verdiği Şekil 6.10’da görülmektedir. TEK-Ti ve CP-Ti’nin sırasıyla E_{kor} ve I_{kor} değerleri 0.678V, $1.72\mu A/cm^2$ ve 0.740V, $1.75\mu A/cm^2$ olarak belirlenmiştir (Çizelge 6.1).



Şekil 6.10 Yapay tükürük ortamında, oksidasyona uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin pH=6.5’da polarizasyon eğrileri.



Şekil 6.11 Yapay tükürük ortamında, oksidasyona uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin pH=3.0’da polarizasyon eğrileri.

Şekil 6.11’de oksitlenmiş TEK-Ti ve CP-Ti numuneler nötral ortamdaki gibi asidik ortamda da benzer eğilim sergilemektedir. TEK-Ti’nin potansiyeli 0.573V iken CP-Ti’nin potansiyeli 0.501V olarak ölçülmüştür. TEK-Ti ve CP-Ti’nin, I_{kor} değerleri sırasıyla $1.52\mu A/cm^2$ ve $1.43\mu A/cm^2$ hesaplanmıştır ki bu değerler birbirine çok yakındır. Bu sonuçlar, oksitlenmiş numunelerin nötral ve asidik ortamda korozyon davranışlarının termal oksidasyon işlemi ile iyileştiğini göstermiştir. Bu, oksidasyona uğratılmış numunelerin yüzeyinde rutil TiO_2 yapısına sahip oksijen difüzyon bölgesinin oluşumuna dayandırılır. (Güleryüz and Çimenoglu 2005, Türkmen vd. 2008).

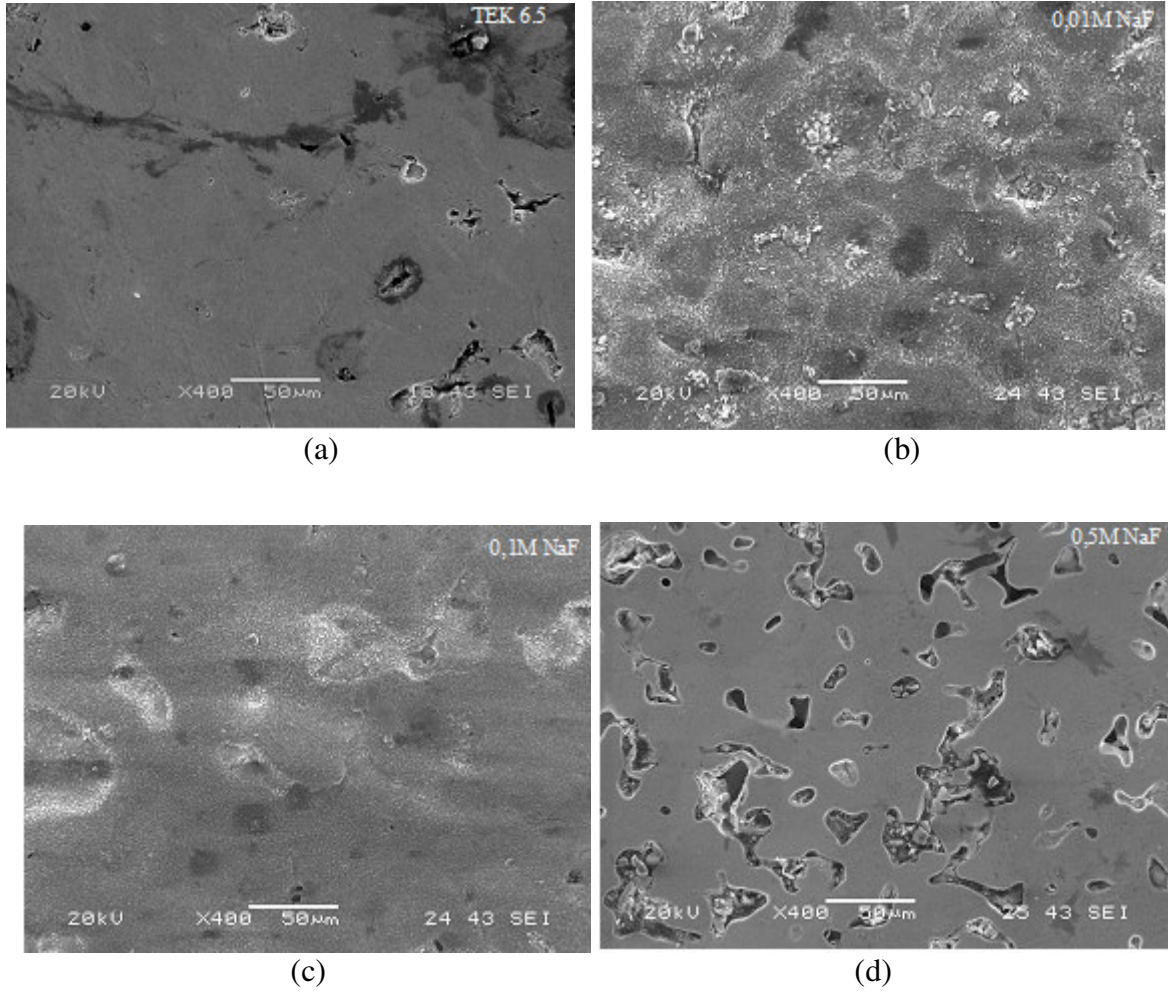
Çizelge 6.1 Polarizasyon eğrilerinden elde edilen, nötral (pH=6.5) ve asidik (pH=3.0) ortamda TEK-Ti ve CP-Ti’nin korozyon potansiyelleri (E_{kor}), korozyon akım yoğunlukları (I_{kor}) ve korozyon hızları (CR).

Numuneler	E_{kor} (V)	I_{kor} ($\mu A/cm^2$)	CR (mpy)
TEK-Ti, pH=6.5	0.554	0.36	108.7×10^{-3}
CP-Ti, pH=6.5	0.126	0.16	34.68×10^{-3}
TEK-Ti, pH=3.0	0.030	8.54	2.563
CP-Ti, pH=3.0	0.248	1.77	391.3×10^{-3}
TEK-Ti, O, pH=6.5	0.678	1.72	518.0×10^{-3}
CP-Ti, O, pH=6.5	0.740	1.75	385.6×10^{-3}
TEK-Ti, O, pH=3.0	0.573	1.52	458.4×10^{-3}
CP-Ti, O, pH=3.0	0.501	1.43	315.9×10^{-3}

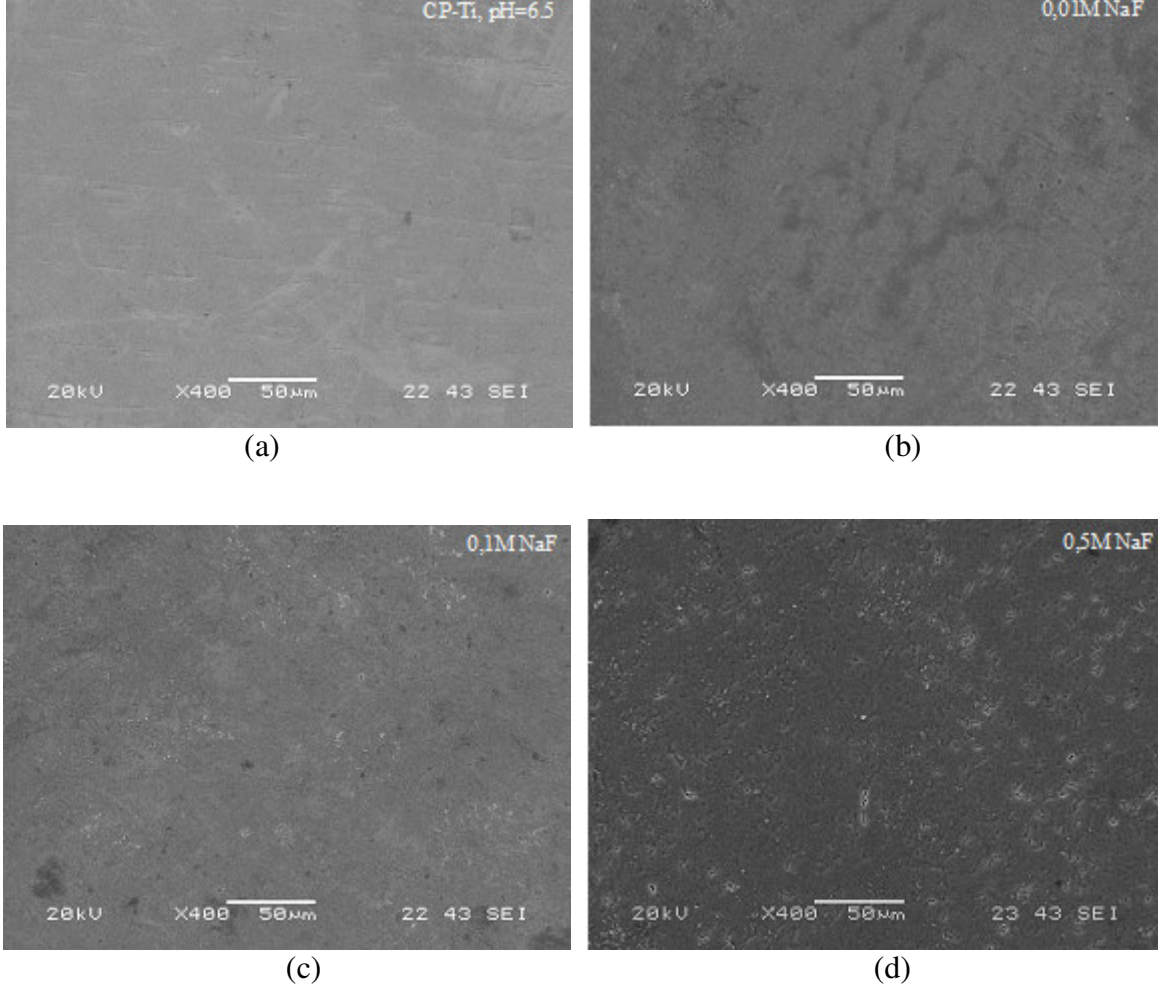
6.2 FLOR ETKİSİ

6.2.1 Mikroyapı İncelemeleri

Nötral ve asidik ortamda, flor etkisine bağlı mikroyapılar kıyaslamalı olarak sırasıyla, Şekil 6.12 ve Şekil 6.13'te verilmektedir. 6.5 pH'lı çözeltilerdeki TEK-Ti numunelerinin mikroskopik görüntüleri kendi aralarında kıyaslandığında belirgin yüzey farklılığı ortaya koymaktadır. Yüzeyler oldukça pürüzlü ve oyuklanmalar flor miktarına bağlı olarak artmıştır.



Şekil 6.12 Nötral ortamda (a) flor içermeyen, (b) 0.01M NaF, (c) 0.1M NaF ve (d) 0.5M NaF içeren yapay tükürükteki TEK-Ti'nin SEM yüzey görüntüsü.

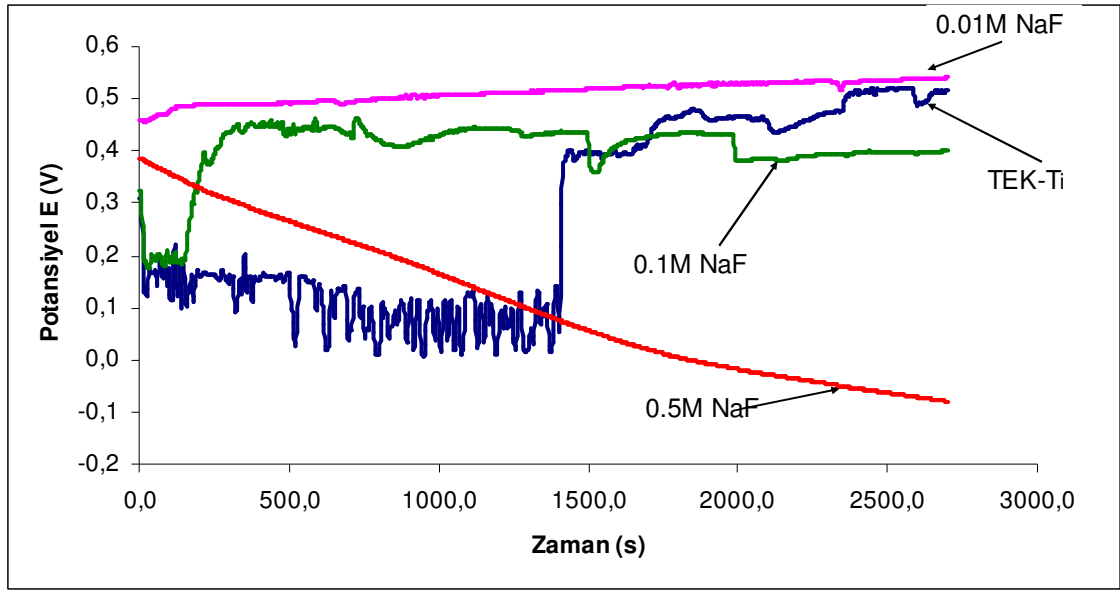


Şekil 6.13 pH=6.5’da olan (a) flor içermeyen, (b) 0.01M NaF (c) 0.1M NaF ve 0.5M NaF içeren yapay tükürükteki CP-Ti’nin SEM yüzey görüntüsü.

6.2.2 Açık Devre Potansiyel Ölçüm Sonuçları

Nötral ve asidik ortamda, florsuz ve flor (0.01M, 0.1M ve 0.5M NaF) içeren yapay tükürük çözeltisi içinde TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin zamana bağlı olarak açık devre potansiyel eğrileri Şekil 6.14 ve Şekil 6.15’te verilmiştir.

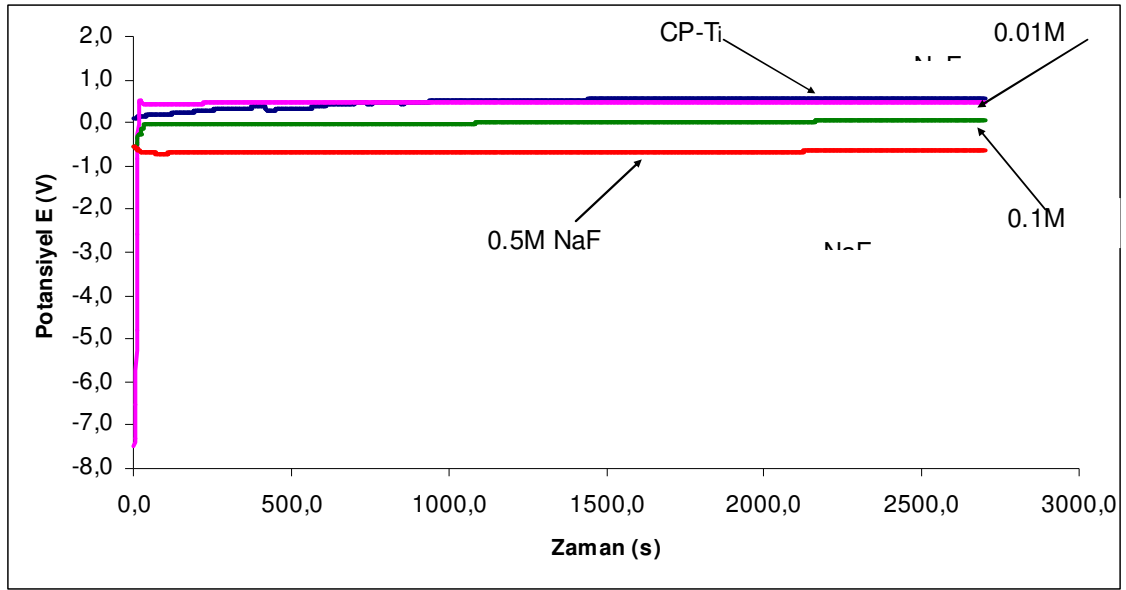
Nötral ortamda, flor oranı arttıkça TEK-Ti numunelerinin zamana karşı denge potansiyelleri düşmektedir. Florsuz ortamda denge potansiyeli 0.554V iken, 0.01M, 0.1M ve 0.5M NaF ortamlarında sırasıyla denge potansiyellerinin 0.467V, 0.091V ve -0.124V değerlerine ulaştığı görülmektedir (Şekil 6.14).



Şekil 6.14 Orjinal TEK-Ti numunelerin pH 6.5'de değişik oranlardaki flor ortamlarında zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrileri.

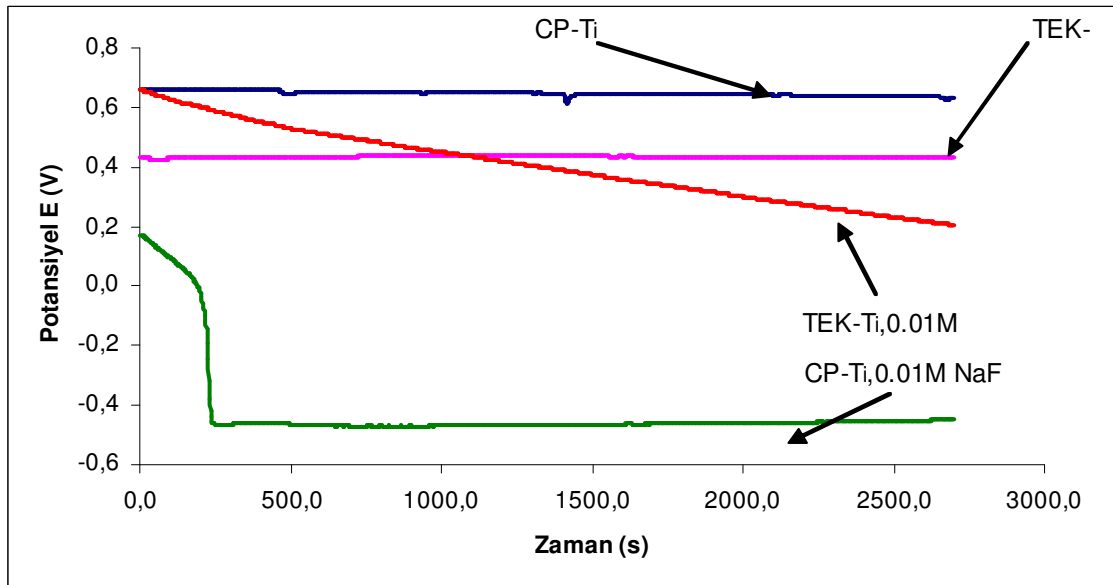
Şekil 6.14'te pH etkisindeki sonuçlara benzer biçimde nötral ortamda benzer davranışlar göstermektedir. Burada farklı olan durum numunelerin 0.5 M NaF ortamında sabit potansiyel elde edilmeyip negatif yöne gitmesidir. Bunun sebebi daha sonraki bölümlerde açıklanacağı üzere 0.5 M NaF'nin güçlü asidik ortam meydana getirmesinden kaynaklanmaktadır.

Şekil 6.15'te görüldüğü gibi nötral ortamda CP-Ti numunelerinin de zamana karşı denge potansiyelleri flor oranı arttıkça daha negatif yöne kaymıştır. Nötral florsuz ortamda, potansiyeli 0.126V iken 0.01M, 0.1M ve 0.5M NaF ortamlarında potansiyel değerleri sırasıyla 0.008, -0.013V ve -0.666V'a düştüğü görülmektedir.



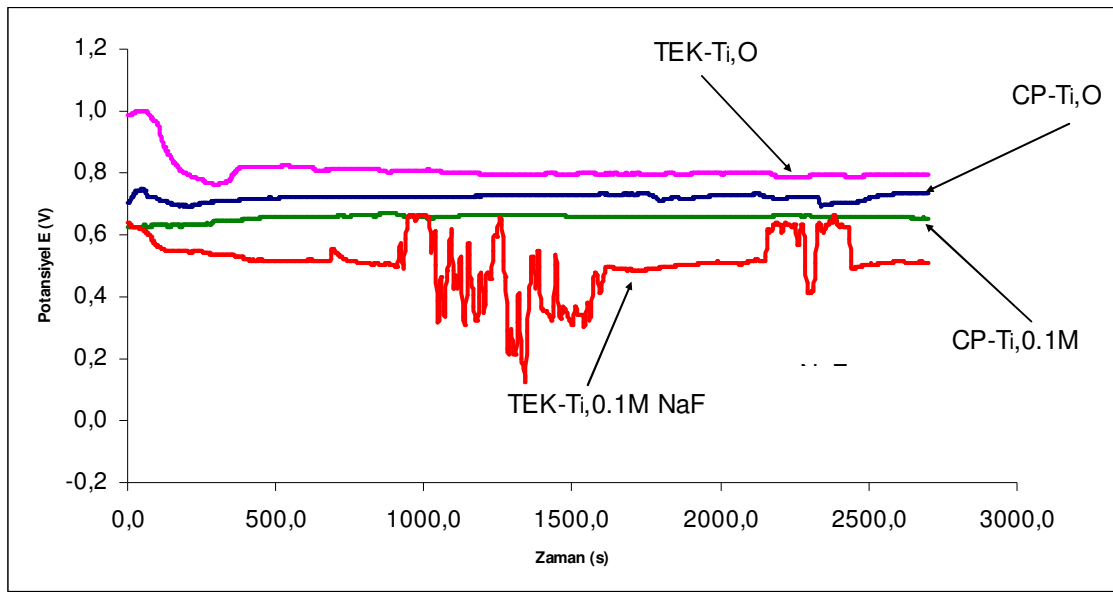
Şekil 6.15 Orjinal CP-Ti numunelerin pH=6.5'de değişik oranlardaki flor ortamlarında zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrileri.

Şekil 6.16'da asidik ortamda TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin 0.01M NaF içeren yapay tükürük ortamında zamana karşı korozyon potansiyelleri kıyaslanmıştır. Asidik yapay tükürük ortamında TEK-Ti, CP-Ti'ye göre daha düşük potansiyel göstermiştir. Buna karşılık 0.01M NaF içeren ortamda ise TEK-Ti'nin potansiyeli daha pozitifdir. Denge potansiyelinin daha pozitif yönde olması bu örneklerin daha soy yönde daha iyi koruyuculuğa sahip olduğunu göstermektedir.



Şekil 6.16 CP-Ti ve TEK-Ti numunelerinin PH=3'de 0.01 M NaF ortamında zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrileri.

Oksitlenmiş TEK-Ti ve CP-Ti numuneler florsuz ve 0.01M NaF içeren nötral ortamda zamana karşı açık-devre potansiyel eğrileri Şekil 6.17’de verilmiştir. Oksitlenmiş TEK-Ti numunelerinin nötral ortamda denge potansiyelleri birbirlerine oldukça yaklaşması ve zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrilerinin stabil olması termal oksidasyon işlemi ile yüzeyin koruyuculuğunun sağlandığını göstermektedir. 0.1M NaF içeren yapay tükürük ortamındaki oksitlenmiş TEK-Ti’nin açık-devre potansiyelinde oksitlenmiş CP-Ti’ye göre daha fazla dalgalanmalar gözlenmemesine rağmen denge potansiyelleri birbirine oldukça yaklaştığı görülmektedir.



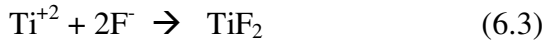
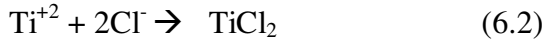
Şekil 6.17 Oksitlenmiş ve oksitlenmemiş CP-Ti ve TEK-Ti numunelerinin PH=6.5’da 0.1M flor ortamında zamana bağlı açık-devre potansiyel eğrileri.

6.2.3 Potansiyodinamik Polarizasyon Test Sonuçları

Yapay tükürük ortamında değişik NaF oranlarında, nötral ve asidik ortamlarda TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin potansiyodinamik polarizasyon eğrileri Şekil 6.18 - 6.21’de görülmektedir. Çizelge 6.2’de, polarizasyon eğrilerinden elde edilen E_{kor} , I_{kor} ve CR değerleri verilmektedir.

Şekil 6.18’de görüldüğü gibi TEK-Ti numunelerinin E_{kor} değerleri flor oranı arttıkça azalmıştır. E_{kor} değerleri florsuz ortamda 554mV iken 0.01M, 0.1M ve 0.5M NaF içeren ortamda sırasıyla, 0.467V, 0.091V ve -0.124V’a düştüğü görülmektedir. Tafel eğrisinden elde

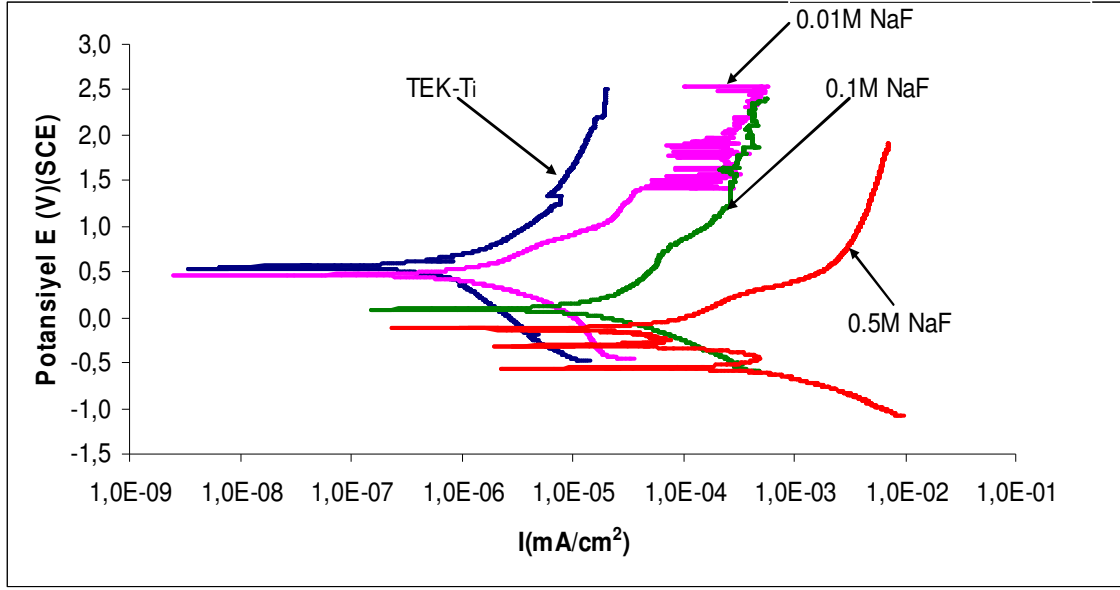
edilen sonuçlara göre nötral ortamda korozyon akım yoğunlukları (I_{kor}) florsuz ve florlu ortamlar için ise sırasıyla $0.361 \mu A/cm^2$, $1.255 \mu A/cm^2$, $13.229 \mu A/cm^2$ ve $53.906 \mu A/cm^2$ olarak artmaktadır. Flor oranı arttıkça E_{kor} değerinin azalması ve I_{kor} değerinin artması korozyon şiddetinin arttığının ifadesidir. Bu durum Flor'un Ti'ye olan afinitesi ile açıklanabilir. Ti ve alaşımları Cl^- , Br^- , I^- , F^- veya SO_4^{2-} içeren çözeltiler içinde, dar aralıklar bulunduğu zaman lokalize saldırıya maruz kalabilirler. Bu aralıklarda oluşan $TiCl_2$ veya TiF_2 dengesizdir ve hidrolize olarak, korozyon ürünleri olarak HCl veya HF ve titanyum oksit/hidroksit oluşturmaya meyillidir.



Hazırlanan yapay tükürükte, Cl^- oranı çok az olduğundan TiF_2 'nin oluşması beklenir.

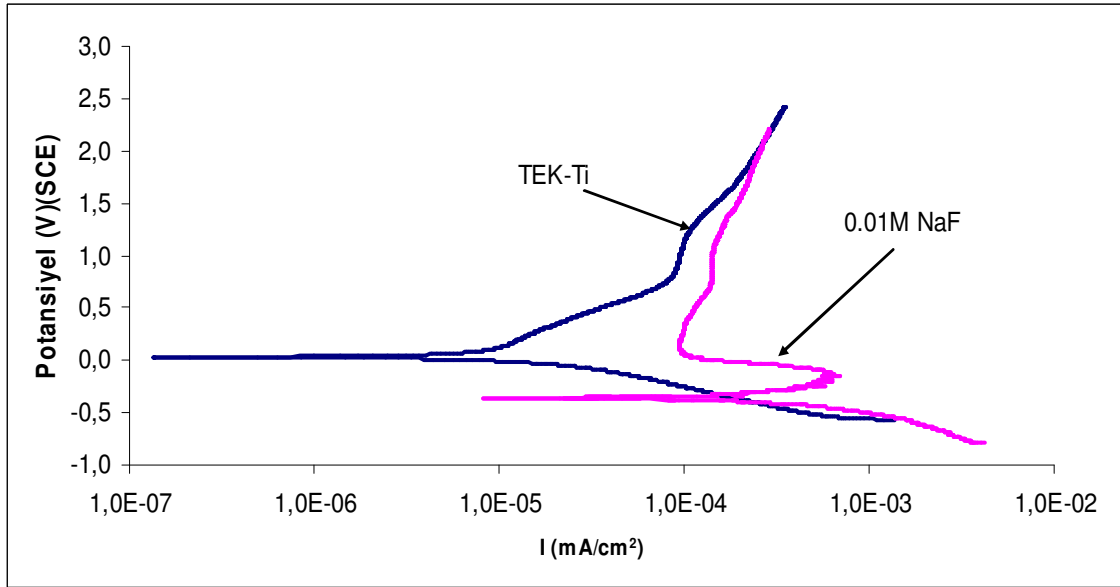


6.4 nolu reaksiyondan ortamda artan F oranı ile HF oranının artması ve buna bağlı lokalize korozyonun artması olarak açıklanabilir. Ayrıca SEM resimlerinde görülen oyuklanmalar artan HF oranına dayandırılabilir. Flor içeren çeşitli diş macunu, gargara ve jellerin Ti'de oluşturdukları iyon salınımı 10 gün boyunca gözlemlenmiş 6.6 pH'lı ortamlarda günde en fazla 0.01 mg/cm^2 Ti iyonu, 4.3 gibi daha düşük pH'lı ortamlarda ise 0.4 mg/cm^2 Ti iyonu tespit edilmiştir (Strietzel, 1994). Şekil 6.19' da da asitlik değeri arttıkça tipik pasiflik eğrisi çok net biçimde görülebilmektedir ki Strietzel (1994) sonuçları ile uyumluluk göstermektedir. Sonuçlar, Al-Mayouf (2004), Demirel ve Ay (1999) ve Roselino-Ribeiro (2007) çalışmaları ile benzerlik göstermektedir, flor oranı arttıkça Ti yüzeylerinde oyuklanmalar meydana gelmiştir.



Şekil 6.18 pH=6.5'da orjinal TEK-Ti numunelerin değişik oranlardaki flor ortamında polarizasyon eğrileri.

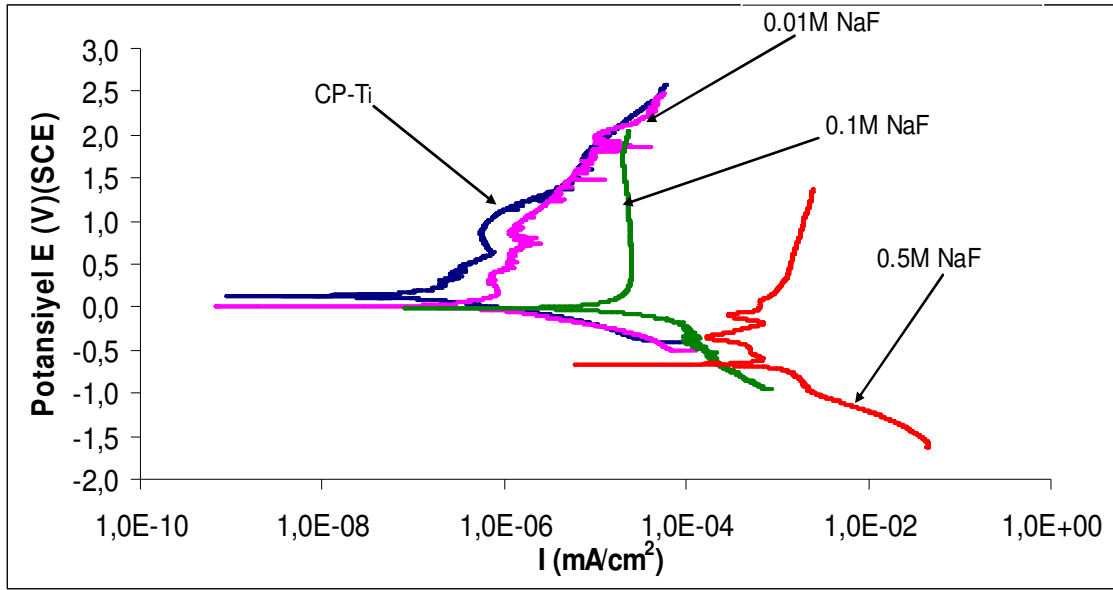
Asidik ortamda 0.01M NaF içeren çözeltide TEK-Ti'nin E_{kor} 'unun (-0.360V) daha negatif yöne kaydığı I_{kor} 'unun ($273.43 \mu A/cm^2$) ise çok yüksek olduğu görülmektedir (Şekil 6.19).



Şekil 6.19 pH=3'de TEK-Ti numunelerin 0.01M flor ortamında polarizasyon eğrileri.

CP-Ti numunelerinin florsuz ve florlu ortamlardaki polarizasyon eğrileri kıyaslandığında, flor miktarı arttıkça, E_{kor} 'un negatif değerlere kaydığı, I_{kor} değerlerinde arttığı görülmektedir (Şekil 6.20). Örneğin; 0.01M NaF içeren ortamdaki CP-Ti'nin E_{kor} 'u 0.008V ve I_{kor} 'u $0.5 \mu A/cm^2$ iken 0.5M NaF içeren ortamdaki CP-Ti'nin E_{kor} değeri -0.664V I_{kor} değeri ise $528.37 \mu A/cm^2$

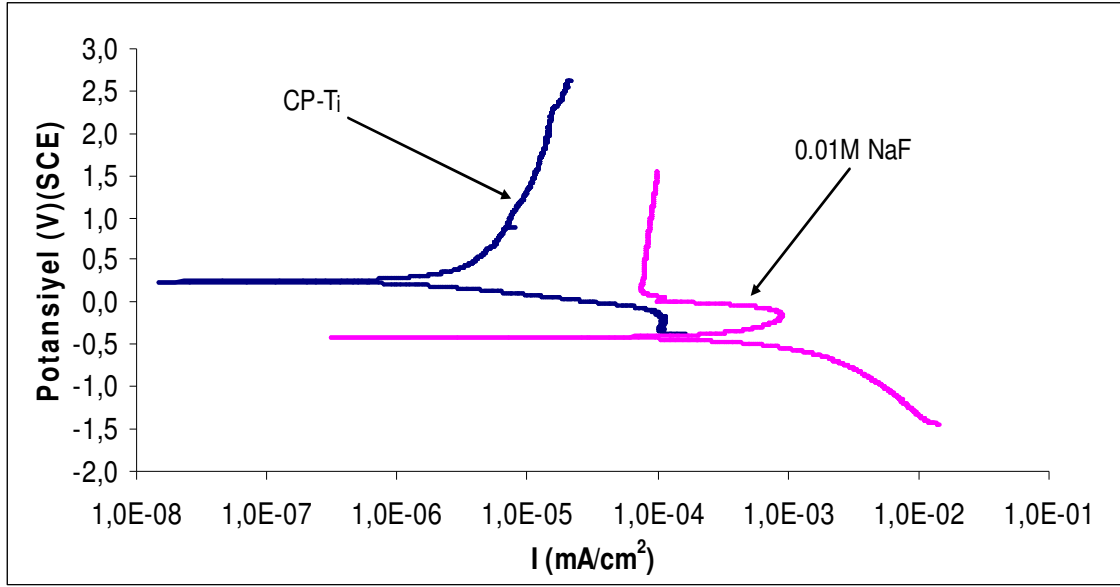
$\mu\text{A}/\text{cm}^2$ hesaplanmıştır (Çizelge 6.2). Daha negatif E_{kor} ve daha yüksek I_{kor} değerleri flor oranı arttıkça korozyon direncinin azaldığını işaret etmektedir.



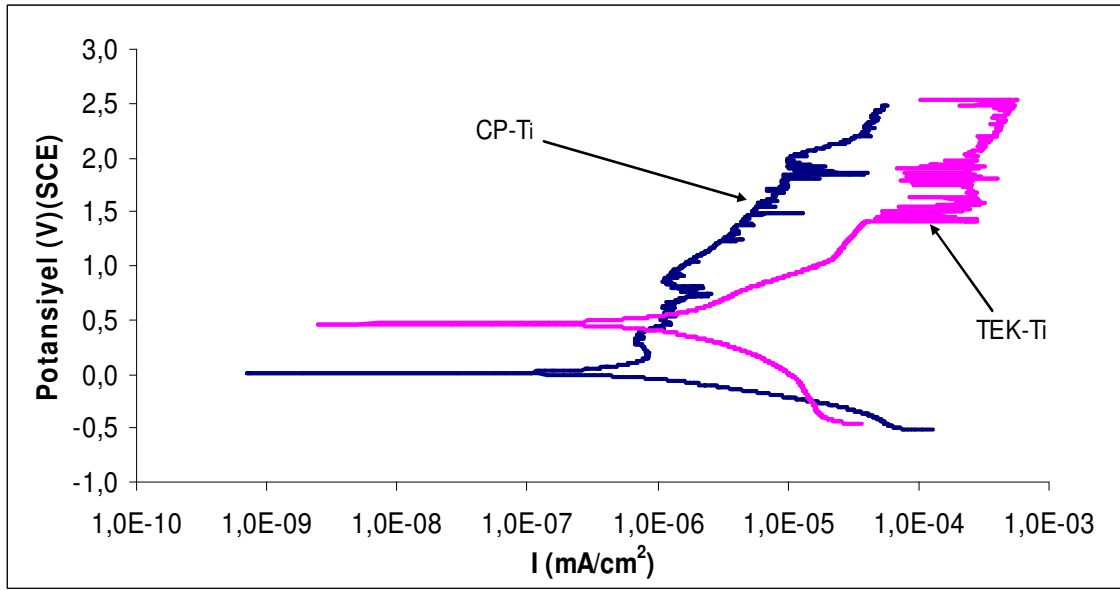
Şekil 6.20 pH=6.5’da orjinal CP-Ti numunelerin değişik oranlardaki flor ortamında polarizasyon eğrileri.

Şekil 6.21’te asidik ortamda, CP-Ti numunelerinin florsuz ve florlu ortamda korozyon potansiyelleri sırasıyla 0.248V ve -0.461V olarak elde edilmiştir. Bu durum flor ortamında CP-Ti numunelerin daha fazla korozyona uğradığını işaret etmektedir. Ayrıca korozyon I_{kor} sırasıyla $1.77\mu\text{A}/\text{cm}^2$ ve $261.70\mu\text{A}/\text{cm}^2$ olarak Tafel eğrisinden hesaplanmıştır ki korozyon yüksek olduğunun belirtisidir.

Şekil 6.22’de nötral ortamda TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin 0.01M NaF içeren yapay tükürük ortamında polarizasyon eğrileri kıyaslanmıştır. TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin nötral ortamda korozyon potansiyelleri TEK-Ti de daha pozitif iken CP-Ti de negatif kaymıştır. Korozyon akım yoğunlukları ise TEK-Ti ve CP-Ti için sırasıyla $1.25\mu\text{A}/\text{cm}^2$ ve $0.50\mu\text{A}/\text{cm}^2$ olarak Tafel eğrisinden elde edilmiştir. CP-Ti sonuçları da TEK-Ti numune sonuçlarına benzer eğilimler göstermiştir.

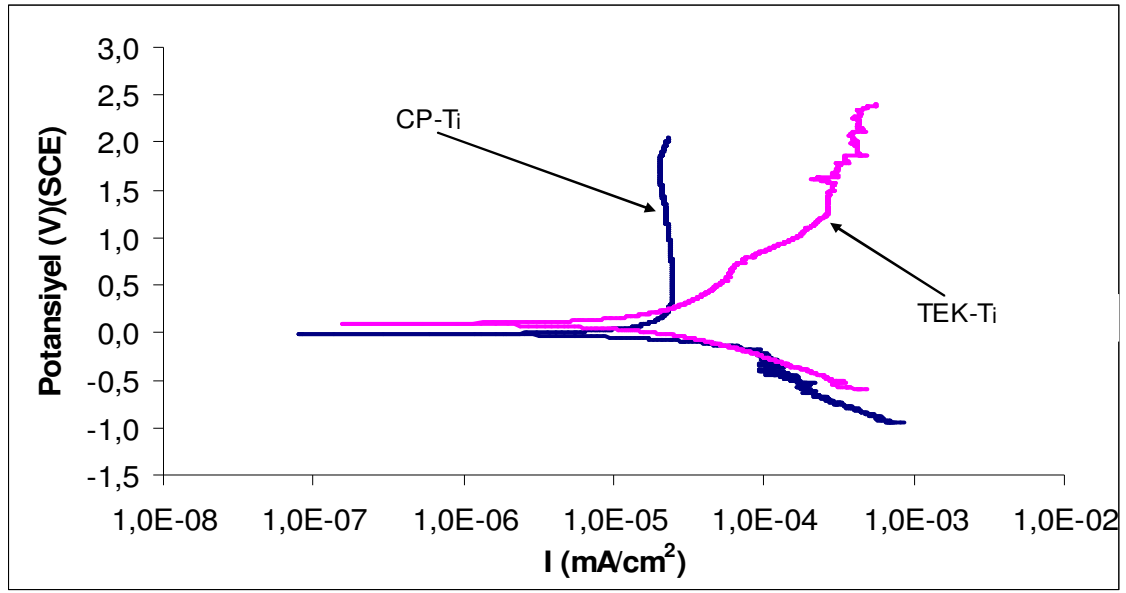


Şekil 6.21. pH=3'de orjinal CP-Ti numunelerin 0.01M NaF ortamında polarizasyon eğrileri.



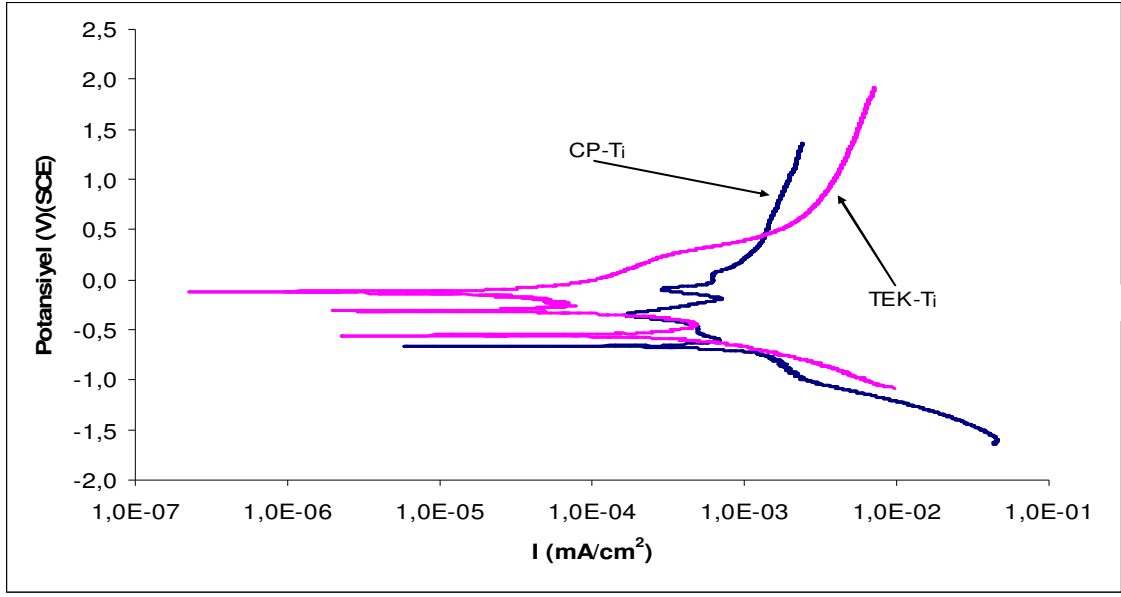
Şekil 6.22 pH=6.5'da orjinal TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin 0.01M flor ortamında polarizasyon eğrileri.

Şekil 6.23'de nötral ortamda TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin 0.1M NaF içeren yapay tükürük ortamında polarizasyon eğrileri kıyaslanmıştır. TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin korozyon potansiyelleri birbirine yakın olmasına rağmen pasifleşme eğilimleri farklılık göstermektedir.



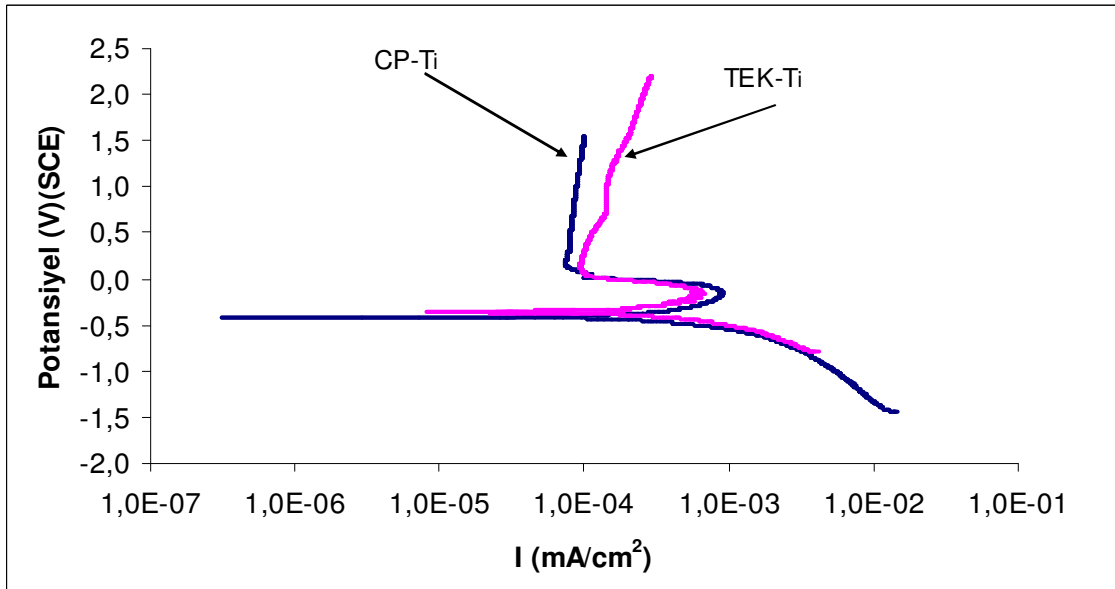
Şekil 6.23 pH 6.5'da TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin 0.1M flor ortamında polarizasyon eğrileri.

Şekil 6.24'da nötral ortamda TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin 0.5M NaF içeren yapay tükürük ortamında polarizasyon eğrileri kıyaslanmıştır. TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin nötral ortamda korozyon potansiyelleri 0.5M NaF etkisinde sırasıyla -0.124V ve -0.664V olarak ölçülmüştür. Korozyon akım yoğunlukları ise sırasıyla $53.90\mu\text{A}/\text{cm}^2$ ve $528.36\mu\text{A}/\text{cm}^2$ olarak elde edilmiştir. Sonuçlar 0.5M NaF ortamında TEK-Ti'nin CP-Ti'den daha iyi korozyon direnci olduğunu göstermektedir ki bu durum sinterleme sırasında bağlayıcılarda bulunan O_2 ve C elementinin bir kısmının tane sınırlarına difüzyonu ile arayer katı eriyiği veya oksit oluşumuna dayandırılabilir. Yapılan çalışmalarda yeterli çözündürme olmaması durumunda C, O_2 ve N gibi elementlerin tane sınırlarında bulunduğu rapor edilmiştir (German 1990, Shibo et al. 2006).



Şekil 6.24 pH 6.5’da orjinal TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin 0.5M flor ortamında polarizasyon eğrileri.

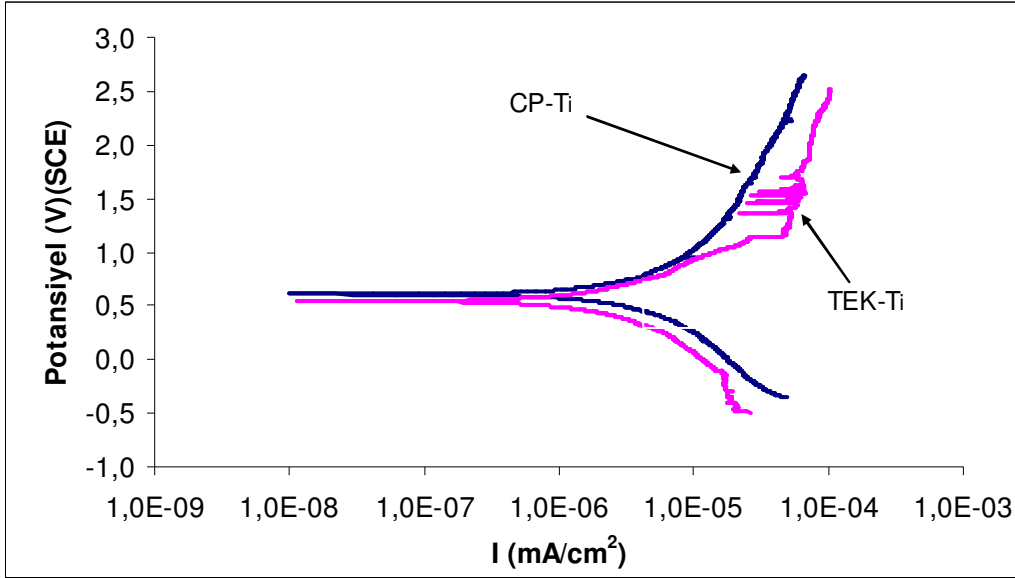
Şekil 6.25’de asidik ortamda (pH=3) TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin 0.01M NaF içeren yapay tükürük ortamında polarizasyon eğrileri her iki numuneninde aynı pasiflik eğilimi göstermiştir.



Şekil 6.25 TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin asidik ortamda (pH=3.0) 0.01M flor içeren yapay tükürük solüsyonunda polarizasyon eğrilerinin karşılaştırılması.

Şekil 6.26’de nötral ortamda termal oksidasyona uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin 0.1M NaF içeren yapay tükürük ortamında polarizasyon eğrileri termal oksidasyona

uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin nötral ortamda korozyon potansiyellerinin ve korozyon akımlarının birbirine çok yakın olduğunu göstermektedir (Çizelge 6.2). Daha önce açıklandığı üzere yüzeyde oluşan rutil TiO_2 filminin florlu ortamlarda daha koruyucu etki yapabileceğini işaret etmektedir.



Şekil 6.26 Oksidasyona uğratılmış TEK-Ti ve CP-Ti numunelerin pH=6.5'da 0.1M flor solüsyonunda polarizasyon eğrilerinin karşılaştırılması.

Çizelge 6.2 Polarizasyon eğrilerinden elde edilen, nötral (pH=6.5) ve asidik (pH=3.0) florsuz ve florlu ortamda TEK-Ti ve CP-Ti'nin korozyon potansiyelleri (E_{kor}), korozyon akım yoğunlukları (I_{kor}) ve korozyon hızları (CR).

Numuneler	E_{kor} (V)	I_{kor} ($\mu A/cm^2$)	CR (mpy)
TEK-Ti, pH=6.5	0.554	0.36	108.7×10^{-3}
TEK-Ti, 0.01M NaF, PH=6.5	0.467	1.25	376.9×10^{-3}
TEK-Ti, 0.1M NaF, PH=6.5	0.091	13.23	3.972
TEK-Ti, 0.5M NaF,PH=6.5	-0.124	53.90	16.21
TEK-Ti, O, 0.1 M NaF, PH=6.5	0.544	1.41	422.6×10^{-3}
CP-Ti, pH=6.5	0.126	0.16	34.68×10^{-3}
CP-Ti, 0.01M NaF, PH=6.5	0.008	0.5	110.1×10^{-3}
CP-Ti, 0.1M NaF, PH=6.5	-0.013	16.02	3.534
CP-Ti, 0.5M NaF,PH=6.5	-0.664	528.36	116.5
CP-Ti, O, 0.1M NaF, PH=6.5	0.610	2.04	450.1×10^{-3}
TEK-Ti, pH=3.0	0.030	8.54	2.563
TEK-Ti,0.01M NaF, PH=3.0	-0.360	273.43	82.03
CP-Ti, pH=3.0	0.248	1.77	391.3×10^{-3}
CP-Ti, 0.01M NaF, PH=3.0	-0.416	261.70	57.67

BÖLÜM 7

SONUÇLAR VE (ÖNERİLER)

7.1 SONUÇLAR

Sonuçlar, pH değeri ve flor iyonunun gerek TEK-Ti gerekse CP-Ti numunelerinin korozyonunda etkili rol oynadığını göstermiştir. Ağızda erişilmesi mümkün olan asidik değerler Ti metalinde yeterince agresif etki oluşturabilmektedir. Flor, Ti'nin korozyonunda oldukça etkili olabilmekte ve bu etki asidik ortamlarda daha da artmaktadır. pH oranının azalması ve flor oranının artışı ile korozyon direncinde azalma gözlenmiştir. SEM analizleri ve potansiyodinamik polarisasyon test sonuçları TEK-Ti numunelerin CP-Ti numunelere benzer korozyon davranışları sergilediğini göstermekle birlikte TEK-Ti numuneleri yüksek flor içeren ortamlarda CP-Ti numunelerden daha iyi potansiyel ve korozyon akım değerleri vermiştir. Termal oksidasyon işlemi ile TEK-Ti ve CP-Ti numunelerinin her ikisinin de korozyon direncinde iyileşme gözlenmiştir.

7.2 ÖNERİLER

Literatürde bulunan farklı yapay tükürük ortamları kullanılarak karşılaştırma yapılabilir.

Farklı oksidasyon ortamları (vakum) kullanılarak korozyon direncine etkileri araştırılabilir.

Diş hekimliği ile ortak çalışılarak, TEK-Ti numunelerinin in vivo ortamlara implante edilip uzun süreli takiplerin yapıldığı çalışmalar yapılabilir.

KAYNAKLAR

- Abraham J E, Svare C W and Frank C W** (1984) The effect of dental amalgam restorations on blood mercury levels. *J Dent Res*, 63: 71-73.
- Acciari H A, Codaro E N and Guastaldi A C** (1998) A comparative study of the corrosion of high copper dental amalgams, *Materials Letters*, 3: 148-151.
- Akdoğan G** (1998) *Ti-6Al-4V alaşımının biyokorozyon ve biyouyumluluk özelliklerinin araştırılması*, Doktora tezi, Gazi Üniversitesi ANKARA, 51 s.
- AL-Mayouf A M, Al-Swayih A A, Al-Mobarak N A and Al-Jabab A S** (2004) Corrosion behavior of a new titanium alloy for dental implant applications in fluoride media, *Material Chemistry and Physics*, 86: 320-329.
- AL-Mobarak N A, AL-Mayouf A M and Al-Swayih A A** (2006) The effect of hydrogen peroxide on the electrochemical behavior of Ti and some of its alloys for dental application, *Materials Chemistry and Physics*, 99: 333-340.
- Alves A P R, Santana F A, Rosa L A A, Cursino S A and Codaro E N** (2004) A study on corrosion resistance of the Ti- 10Mo experimental alloy after diferent processing methods, *Materials Science and Engineering C* 24: 693-696.
- Anıl A** (2003) *Meeting Notes About Implantology*, March 12.
- Anusavice K J**, In: *Phillip's Science of Dental Materials*. Chapter 16 (Corrosion), Tenth Edition. W.B. Saunders Company, 347-359.
- Aparicio C F, Gil J, Fonseca C, Barbosa M, and Planell J A** (2003) Corrosion Behaviour of Commercially Pure Titanium Shot Blasted with Different Materials and Sizes of Shot Particles for Dental Implant Applications, *Biomaterials*, 24 (2), 263-273.
- Aydınöz Ö** (1994) *Klinik Gelişim* s.33-79.
- Aydogdu G ve Aydınol M** *AISI 316L Tipi Östenitik Paslanmaz Çeliklerin Tanelerarası Korozyona Duyarlılığının Elektrokimyasal Polarizasyon Yöntemiyle Belirlenmesi*, Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, s. 7-8.
- Benatti O F M, Miranda W G and Muench A** (2000) In vitro and in vivo corrosion evaluation of nickel-chromium- and copper-aluminum-based alloys. *J Prosthet Dent*, 84: 360- 363.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Bergman M, Bergman B and Söremark R** (1980) Tissue accumulation of nickel released due to electrochemical corrosion of non-precious dental casting alloys. *J Oral Rehabil*, 7: 325- 330.
- Bilhan H** (2003) Çeşitli organik tükürük komponentlerinin diş hekimliğinde kullanılan farklı döküm alaşımları ve amalgamın korozyon davranışları üzerine etkileri, (Doktora tezi), İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.
- Black J and Hastings G** (1998) “*Handbook Of Biomaterial Properties*”, Chapman & Hall, London.
- Black J** (1984) Systemic effects of biomaterials. *Biomaterials*; 5: 11-19.
- Bloyce A, Qi P Y, Dong H and Bell T** (1998) Surface modification of titanium alloys for combined improvements in corrosion and wear resistance, *Surface and Coatings Technology*,; 107: 125-132.
- Brown S A and Merritt K** (1980) Electrochemical corrosion in saline and serum. *J Biomed Mater Res*; V. 14, pp. 173-175.
- Brown S A and Simpson J P** (1981) Crevice and fretting corrosion of stainless steel plates and screws. *J Biomed Mater Res*; V. 15, pp. 867-878.
- Brune D, Hensten-Pettersen A and Beltsbrekke H** (1980) Exposure to mercury and silver during removal of amalgam restorations. *Scand J Dent Res*, 88: 460-463.
- Brune D** (1981) Corrosion of amalgams. *Scand J Dent Res*, 89: 506-514.
- Brune D** (1985) A model for recording mercury release from an amalgam surface. *Biomaterials*,6: 357-359.
- Brune D** (1986) Metal release from dental biomaterials. *Biomaterials*; 7: 163- 175.
- Bundy K J, Marek M and Hochman R F** (1983) In vivo and in vitro studies of the stress-corrosion cracking behavior of surgical implant alloys. *J Biomed Mater Res.*, pp. 467-487.
- Buzzi R A and Lussi A** (1989)Corrosion in Dentistry *Schweiz Monatsschr Zahnmed.*; 1: 86-94.
- C-Nakeo T, Hottori M, Hasegava K, Yoshinari M, Kawada E and Oda Y** (2000) In fluence of finishing on the electrochemical propeties of dental alloys. *Bull. Tokyo dent. Coll.* 41: 49-57.
- Cai Z, Nakajima H, Woldu M, Berglund A, Bergman M and Okabe T** (1999) In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials*; 20: 183- 190.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Canay Ş, Hersek N, Çulha A ve Bilgiç B** (1996) Titanyumun ağız ortamında değerlendirilmesi ve elektro kimyasal korozyon davranışının incelenmesi *TÜBİTAK* s.1-12.
- Canay Ş, Hersek N, Çulha A and Bilgiç S** (1998) Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behaviour. *J Oral Rehabil*; 25: 759- 764.
- Chen G, Wen X and Zhang N** (1998) Corrosion resistance and ion dissolution of titanium with different surface microroughness. *Biomed Mater Eng*; 8: 61-74.
- Clark G C F and Williams D F** (1982) The effects of proteins on metallic corrosion. *J Biomed Mater Res*; 16: 125- 134.
- Crook P** (1992) Corrosion of Cobalt based Alloys, pp. 658-668; in: *ASM Handbook Vol.13 "Corrosion"*. Fourth Printing. ISBN –0-87170-007-7.
- Çakır A F** (1990) *Metalik Korozyon İlkeleri ve Kontrolü*, Makine Mühendisleri Odası, ANKARA s 1, 88.
- Çakır A F** (2002) İstanbul Teknik Üniversitesi, Metalurji dersi, 2002 yılı ders notları.
- Dearnley P A, Dahm K L and Çimenoglu H** (2004) The corrosion–wear behaviour of thermally oxidised CP-Ti and Ti–6Al–4V, *Wear*, 256: 469–479.
- Deligianni D, Katsala N, Ladas S, Sotiropoulou D, Amedes J and Missirlis Y F** (2001) Effect of surface roughness of the titanium alloy Ti–6Al–4V on human bone marrow cell response and on protein adsorption, *Biomaterials*, 22, 1241-1251.
- Demirel E ve Ay T Ü** (1999) Diş hekimliğinde kullanılan titanyumun korozyon özellikleri, *TÜBİTAK* s.1-15.
- Demirel E** (1974) Ağız İçinde Oluşan Gerilim Farkları-Akım Şiddetlerinin İn Vivo ve İn Vitro Hassas Ölçümleri, (Doçentlik tezi), Hacettepe Üniversitesi.
- De Melo J F, Gjerdet N R and Erichsen E S** (1983) Metal release from cobalt-chromium partial dentures in the mouth. *Acta Odontol Scand*, 41: 71-74.
- Doruk M** (1982) *Korozyon ve Önlenmesi*, ODTÜ Mühendislik Fakültesi Yay., Yay. Ankara s.70.
- Doruk M** (1993) *Korozyon ve Önlenmesi*, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, s.50 150.
- Edgar W M** (1992) Saliva: its secretion, composition and functions. *Br Dent J*, 172: 305-312.
- Eichner K** (1985) Klinische Beurteilung dentaler Legierungen, *Dtsche Zahnaerztl Z*, 1: 266-272.
- Espevik S** (1978) Corrosion of base metal alloys in vitro. *Acta Odontol Scand*, 36: 113-117.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Fathi M H, Salehi M, Saatchi A, Mortazavi V and Moosavi S B** (2003) In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic, and bio ceramic-metallic coated stainless steel dental implants, *Dental materials*, 19: 188-198.
- Finkelstein C F and Greener E H** (1978) Role of mucin and albumin in saline "polarization of dental amalgam. *J Oral Rehabil*; 5: 95-100.
- Garcia-Alonso M C, Saldana L, Valles G, Gonzalez-Carroasco J L, Gonzalez Cabrero J, Martinez M E, Gil-Garay E and Munuera L** (2003) In vitro corrosion behaviour and osteoblast response of thermally oxidized Ti6Al4V alloy, *Biomaterials*, 24: 19-26.
- Geis-Gerstorfer J and Weber H** (1985) Der Einfluss von Kaliumrhodanid auf das Korrosionsverhalten edelmetallfreier Dentallegierungen. *Dtsch Zahnarztl Z*, 40: 87-91.
- Geis-Gerstorfer J** (1994) In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent*, 22: 247-251.
- German R M** (1990) *Powder injection moulding*, Metal Powder Industries Federation, New York, ABD, 3-19: 353,453.
- Geurtsen W and Marx R** (1990) Die Verwendung von Titan in der konservierenden Zahnheilkunde, *Das Deutsche Zahnärzteblatt*, 12: 977-980.
- Gettleman L, Cocks F H, Darmiento L A, Levine P A, Wright S and Nathanson D** (1980) Measurement of in vivo corrosion rates in baboons, and correlation with in vitro tests. *J Dent Res*; 59: 689-707.
- Gil F J, Sanchez L A, Espias A and Planell J A** (1999) In vitro corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys. *Int Dent J*, 49: 361- 367.
- Gonzalez J E G and Mirza-Rosca J C** (1999) Study of the corrosion behavior of titanium and some its alloys for biomedical and dental implant applications, *Journal of elektroanalytical chemistry* 471: 109-115.
- Grant D A, Stern I B, Listgarten M A, editors.** (1988) Saliva. In: *Periodontics. 6th edition.* St Louis: CV Mosby, p.135- 146.
- Güleç Ş ve Aran A** (1988) *Malzeme Bilgisi-* Cilt, I MBEAE Matbaası, Gebze s. 45-60.
- Gümüşderelioğlu M** (2002) *Biyomalzemeler*, Tübitak Bilim ve Teknik dergisi, Temmuz özel sayısı, s.1-15.
- Gümüşderelioğlu M** (2004) *Geleceğin malzemeleri*, Tübitak Bilim ve Teknik dergisi, Haziran özel sayısı, s.1-5.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Güleryüz H and Çimenoğlu H** (2004) Surface modification of a Ti-6Al-4V alloy by thermal oxidation, *Surface and coating technology*, 192: 164-170.
- Hakansson B, Yontchev E, Vannerberg N G and Hedegard B** (1986) An examination of the surface corrosion state of dental fillings and constructions. I. A laboratory investigation of the corrosion behaviour of dental alloys in natural saliva and saline solutions. *J Oral Rehabil*, 13: 235- 246.
- Heintze U, Edwardsson S, Dérand T and Birkhed D** (1983) Methylation of mercury from dental amalgams and mercuric chloride by oral streptococci in vitro. *Scand J Dent Res*, 91: 150-152.
- Herø H, Brune D, Jørgensen R B and Eyje D M** (1983) Surface degradation of amalgams in vivo during static and cyclic loading. *Scand J Dent Res*, 91: 488-495.
- Holland R I** (1991) Use of potentiodynamic polarization technique for corrosion testing of dental alloys. *Scand J Dent Res*, 99: 75- 85.
- Hunt N P, Cunningham S J, Golden C G and Sheriff M** (1999) An investigation into the effects of polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic archwires. *Angle Orthod*, pp. 433-440.
- Ionescu D, Popescu B and Demetrescu I** (2002) *The kinetic parameters in electrochemical behavior of titanium in artificial saliva*, 'I.G. Murgulescu' Institute of Physical Chemistry of the Romanian Academy, Splaiul Independentei, 77208-Bucharest, Romania.
- Jensen S J** (1985) Maximum contents of mercury in dental silver amalgams. *Scand J Dent Res*, 93: 84-88.
- Jenkins G N** (1978) "*Saliva*", The Physiology and Biochemistry of the Mouth. 4th Edition, Blackwell Scientific Publications, 284-359.
- Kaneko T, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E and Oda Y** (2000) Influence of finishing on the electrochemical properties of dental alloys, *Bull, Tokyo dental collage*, Vol, 41, No, 2, pp. 49-57.
- Kedici S P, Abbas Aksüt A, Kılıçarslan M A and Bayramoğlu G** (1998) Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil*, 25: 800-808.
- Khan M A, Williams R L and Williams D F** (1999) The corrosion behaviour of Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, and Ti-13Nb-13Zr in protein solutions. *Biomaterials*; 20: 631-637.
- Klarstrom D L** (1992) *Corrosion of Nickel based Alloys*, pp. 641-657; in: ASM Handbook Vol.13 "*Corrosion*". Fourth Printing, ISBN -0-87170-007-7.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Klötzer W T and Reuling N** (1990) Biokompatibilität zahnerztlicher Materialien: Teil II. Materialien mit Schleimhautkontakt. *Dtsch Zahnerztl Z*, 45: 437- 442.
- Könönen M, Rintanen J, Waltimo A and Kempainen P** (1995) Titanium framework removable partial denture used for patients allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent*; 73: 4- 7.
- Kuphasuk C, Oshida Y, Andres C J, Hovijitra S T, Barco M T and Brown D T** (2001) Electrochemical corrosion of titanium and titanium-based alloys. *J Prosthet Dent*, 85: 195-202.
- Küpper H** (1989) Reintitan: Materialeigenschaften und Verarbeitungstechnologien eines Dentalmetalles, *Qintessenz*,:9: 1625-1635.
- Küpper H. and Spiekermann H** (1992) Titan: Ein neuer Dentalwerkstoff für prothetische Restaurationen *Zahnerztliche Mitteilungen*, 7: 56-66.
- Levine M J** (1993) Development of artificial salivas. *Crit Rev Oral Biol Med*, 4: 279- 286
- Long M and Rack H J** (1998) Titanium alloys in total joint replacement-a materials science perspective, *Biomaterials*, 19: 1621-1639.
- Mabilleau G, Bourdon S, Joly-Guillou M L, Filmon R, Basle MF and Chappard D** (2006) Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on the corrosion resistance of commercially pure titanium, *Acta biomaterialia* 2: 121-129.
- Magnusson B, Bergman M, Bergman B and Söremark R** (1982) Nickel allergy and nickel-containing dental alloys. *Scand J Dent Res*; 90: 163-167.
- Manaranche C and Hornberger H** (2007), A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion , *Dental materials*, 23: 1428-1437.
- Margolis H C** (1993) *Enamel-plaque fluid interactions*. In: Bowen WH, Tabak LA, editors. *Cariology for the nineties*. Rochester, NY: University of Rochester Press, pp. 173-181.
- Mayer R and Diel W** (1976) *Abgabe von Quecksilber aus Amalgamfüllungen in den Speichel*. *Dtsch Zahnärztl Z*, 31: 855-859.
- McCabe J F and Walls A W G** (1998) *Applied Dental Materials*, Blackwell Science, Oxford.
- Milleding P, Gerdes S, Holmberg K and Karlsson S** (1999) Surface energy of non-corroded and corroded dental ceramic materials before and after contact with salivary proteins. *Eur J Oral Sci*, 107: 384- 392.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Milosev I and Strehblow H H** (2000) The behavior of stainless steel in physiological solution containing complexing agent studied by X-ray photoelectron spectroscopy. *J Biomed Mater Res*, pp. 404-412.
- Mueller J J** (1985) Binding of corroded ions to human saliva. *Biomaterials*, 6: 146-149.
- Mülders C, Darwish M and Holze R** (1996) The influence of alloy composition and casting procedure upon the corrosion behaviour of dental alloys: an in vitro study. *J Oral Rehabil*, 23: 825- 831
- Omanovic S and Roscoe S G** (2000) Interfacial behavior of beta-lactoglobulin at a stainless steel surface: *an electrochemical impedance spectroscopy study*. *J Colloid Interface Sci*, pp. 452-460.
- Park J B** (1984) *Biomaterials Science And Engineering*, Plenum Press, NY.
- Pfeiffer P and Schwickerath H** (1989) Löslichkeit von Dentallegierungen im Speichel. *Dtsch Zahnaerztl Z*, 44: 751- 753
- Pourbaix M** (1984) Electrochemical corrosion of metallic biomaterials. *Biomaterials*, 5: 122-135
- Puleo D A and Nanci A** (1999) Understanding And Controlling The Bone–Implant Interface, *Biomaterials*, Volume 20, Issues 23-24, p. 2311-2321.
- Rather B D** (1996) *An Introduction To Materials In Medicine*, Academic Press, Biomaterials Science, San Diego.
- Rondelli G and Vicentini B** (1999) Localized corrosion behaviour in simulated human body fluids of commercial Ni_Ti orthodontic wires. *Biomaterials*; 20: 785- 792
- Roselino Riberüiro A L, Noriega J R, Dametto F R and Vaz L G**, (2007) Compressive Fatigue in Titanium Dental mplants Submitted to Fluoride Ions Action, *JAppl Oral Sci*: 15(4):299-304.
- Sarıtaş Çelik Sanayi ve Tic. Aş.** (2004) *Paslanmaz Çelik, Yassı Mamüller*, Sarıtaş Teknik Yayını, Yayın No:1, 2. Baskı, İstanbul, s. 31-65.
- Sarıtaş S** (1995) *Engineering Metallurgy and Metarials*, Gazi Üniversitesi Yay., Ankara, s.202.
- Schutz R W and Thomas D E** (1992) Corrosion of Titanium and Titanium Alloys, *ASM Handbook Vol.13 “Corrosion”*. Fourth Printing. ISBN, pp. 669-706.
- Screbnny L M, Valdini A and Xerostomia** (1987) A neglected symptom. *Arch Intern Med*, 147: 1333- 1337.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Sedel L and Rey C** (1997) “*Bioceramics: Proceedings Of The 10th International Symposium On Ceramics In Medicine*, Paris, France, 5-9 October”, Pergamon, Paris, 1998.
- Shackelford J F** (1999)“*Bioceramics: Applications Of Ceramic And Glass Materials In Medicine*”, Trans Tech Publications Ltd., Zuerich.
- Shannon I L** (1982) Fluoride treatment programs for high-caries-risk patients. *Clin Prevent Dent*; 4: 11-20.
- Sharma C P, Clark G C F and Williams D F** (1981) The adsorption of proteins on metal surfaces. *Engin Med*, 10: 11-16.
- Shibo G, Xuanhui Q, Xinbo H, Ting Z, Bohua D** (2006) Journal of Materials Processing Technology, 173, p. 310.
- Shih C C, Lin S J, Chung K H, Chen Y L and Su YY** (2000) Increased corrosion resistance of stent materials by converting current surface film of polycrystalline oxide into amorphous oxide. *J Biomed Mater Res* pp. 323-332.
- Shori D K, Proctor G B, Garrett J R and Chan K M** (1992) Secretion of multiple forms of tissue kallikrein in rat submandibular gland is influenced by the animals' sex and type of autonomic nerve impulse. *Biochem Soc Trans*, 20: 98.
- Silverman D C and Puyear R B** (1992) Effects of Environmental Variables on Aqueous Corrosion, pp. 37-41; in: *ASM Handbook Vol.13 “Corrosion”*. Fourth Printing. ISBN -0-87170-007-7.
- Simonis A, Kraemer A, Netuschil L, Schlachta T and Geis-Gerstorfer J** (1990) In-vivo-Korrosionsuntersuchungen an zahnaerztlichen Legierungen unter Berücksichtigung des Speichel-pH-Wertes. *Dtsch Zahnärztl Z*; 45: 485- 489.
- Souto R M, Laz M M and Reis R L** (2003) Degradation characteristics of hydroxyapatite coatings on orthopaedic TiAlV in simulated physiological media investigated by electrochemical impedance spectroscopy, *Biomaterials*, 24: 4213-4221.
- Strietzel R, Hösch A, Kalbfleisch H and Buch D** (1998) In vitro corrosion of titanium, *Biomaterials* 19: 1495-1499.
- Taira M and Lautenschlager E P** (1992) In vitro corrosion fatigue of 316L cold worked stainless steel. *J Biomed Mater Res*; pp.1131-1139.
- Turkmen M** (2007) Toz Enjeksiyon Kalıplama Metodu ile Üretilen Metalik Esaslı Malzemelerin Biyokorozyonu ZKÜ Fen Bilimleri Bilimleri Enstitüsü, Metal Eğitimi Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi (yayımlanmış) Zonguldak, 116 s.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Türkmen M, Ahlatcı H, Candan Ş ve Candan E** (2008) Toz enjeksiyon kalıplama yöntemi ile üretilen titanyum malzemelere uygulanan termal oksidasyon işleminin korozyon davranışına etkisi, *14. Uluslar arası Metalurji ve Malzeme Kongresi* 16-18 Ekim 2008 İstanbul.
- Üneri S** (1998) *Korozyon ve önlenmesi*. Korozyon derneği yayını Ankara s.75-96.
- Veerman E C, van den Keybus P A and Nieuw Amerongen A V** (1996) Human glandular salivas: their seperate collection and analysis. *Eur J Oral Sci*, 104: 346- 352.
- Venugopalan R and Gaydon J** (2001) *Technical Review Note*, Princeton Applied Research, Ann Arbor.
- Vimy M J and Lorscheider F L** (1985) Intra-oral air mercury released from dental amalgam. *J Dent Res*, 54: 1069-1071.
- Weber H, Sauer K H and Paulssen W** (1985) In-vivo-Korrosions-untersuchungen an edelmetallfreien Legierungen. *Dtsch Zahnärztl Z*; 40: 838- 841.
- Whittersa C J, Stranga R, Brownb D, Clarkec R L, Curtish R V, Hattond P V, Irelande A J, Lloydf C H, McCabeg J F, Nicholsonh J W, Scrimgeourf S N, Setcosi J C, Sherriffb M R, Van Noortd R, Wattsi D C and Woodj D** (1999) “*Dental Materials: 1997 Literature Review*”, *Journal Of Dentistry*, Vol. 27, p. 401–435.
- Williams D F** (1976) Corrosion of implant materials, *Annu. Rev. Mater. Sci.*, Vol. 6, pp. 273.
- Williams D F** (1981) *Fundamental Aspects of Biocompatibility*, CRC Pres. Inc., Boca Raton, Florida, pp. 211-222.
- Williams D F** (1982) Properties and Clinical uses of Cobalt-Cromium Alloys; *Metal and ceramic Biometarials*, CRC Pres. Inc., Volum II, pp. Boca Raton, Florida. pp. 181-186.
- Williams D F and Williams R L** (1996) *Degradative effects of the biological environment on metals and ceramics*. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoer FJ, Lemons JE (ed). *Biomaterials Science*. Academic Press, San Diego, CA, pp. 260-66.
- Wirz J** (1992) Schmidli F.Metalle im Spesichel, *Quintessenz*, 5: 869-874.
- Wirz J and Bischoff H** (1993) *Titan für zahnmedizinische Rastaurationen*, Klinische Material-und Werkstoffkunde, 1. Auflage, Quintessenz Verlags GmbH, Berlin, p:64-67.
- Wirz J** (1997) Titan als Werkstoff der Chirurgie und Zahnmedizin, *Titan in der Zahnmedizn*, 1.Auflage, Quintessenz Verlags GmbH,Berlin, p:17-37.
- Wright D C, Gallant R F and Spangberg L** (1982) Correlation of corrosion behavior and cytotoxicity in Au-Cu-Ag ternary alloys. *J Biomed Mater Res*, 16: 509- 517.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Xulin S, Ito A, Tateishi T and Hoshino A** (1997) Fretting corrosion resistance and fretting corrosion product cytocompatibility of ferritic stainless steel. *J Biomed Mater Res.*, pp. 9-14.
- Yalçın H ve Koç T** (1991) *Demir Çelik Yapıların Korozyonu ve Katodik Korunması*, İller Bankası Yay., Ankara, s. 47.
- Yılmaz N** (2006) Çeşitli Paslanmaz Çeliklerin Biyokorozyonun İncelenmesi Ve Direncinin Artırılması, Yüksek Lisans Tezi (yayımlanmamış), ZKÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Metal Eğitimi Anabilim Dalı, Zonguldak, 116 s.
- Yürüker E** (2003) *Biyomedikal Alanında Kullanılan İmplant Malzemeler*, İTÜ Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Ders Notları, s.10-23.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E and Aksu L** (1993) *Dişhekimliği Alaşımları*, Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi, A.Ü. Basımevi, Ankara, ,p:437-465.

ÖZGEÇMİŞ

Ramazan KURT* 1981'de Manavgat'da doğdu; ilk ve orta öğrenimini aynı şehirde tamamladı; Manavgat İmam Hatip Lisesi'nden mezun olduktan sonra 2001 yılında Z.K.Ü. Karabük Teknik Eğitim Fakültesi Metal Eğitimi Bölümü Metal Öğretmenliği Programı'na girdi; 2005'de "iyi" derece ile mezun olduktan sonra 2005 yılında Z.K.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Metal Eğitimi ABD'da Yüksek Lisans eğitimine başladı. Halen Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Metal Eğitimi ABD' da eğitimini sürdürmektedir.

ADRES BİLGİLERİ

Adres: Hacıali Köyü Kurtlar Mahallesi
No:38 Manavgat/Antalya
07600 ANTALYA

Tel: (505) 700 1607
E-posta: yorukoglu_007@hotmail.com

* Tezi hazırlayan öğrenci

