

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**ALTIN, BAKIR VE ALTIN-BAKIR ALAŞIMLARININ AĞIZ
ORTAMLARINDAKİ KOROZYONU**

Derya ALTUĞ

KİMYA ANABİLİM DALI

**ANKARA
2021**

Her hakkı saklıdır

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

ALTIN, BAKIR VE ALTIN-BAKIR ALAŞIMLARININ AĞIZ ORTAMLARINDAKİ KOROZYONU

Derya ALTUĞ

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Kimya Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Müşerref ÖNAL

Günümüzde yaygın olarak kullanılan biyomalzemeler; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler şeklinde sınıflandırılabilir. Bu malzemeler farklı özelliklere sahiptir. Malzeme seçiminde aranan ortak özelliklerden biri korozyon dayanımının yüksek olmasıdır. İnsan vücudu içerdği kan, serum, su gibi bileşenlerden ötürü biyomalzemeler için oldukça koroziv bir ortam olmaktadır. Özellikle diş hekimliğinde kullanılan biyomalzemeler, ağız içerisinde fiziksel ve kimyasal olarak sürekli değişen koroziv bir ortamda bulunmaktadır. Bunun sebebi tüketilen yiyecekler, diş bakım ürünleri, ilaçlar gibi kimyasallar, sigara kullanımı gibi çeşitli sebeplerden kaynaklı olabilir. Seçilen dental malzeme, ağız ortamında korozyona uğrayarak korozyon ürünlerinin oluşumuna yol açmaktadır. Oluşan bu bileşikler hücre içerisine girerek dokulara zarar verebilir. Bu durum, alerjik veya toksik etkilere sebep olabilir. Bu nedenle, seçilen malzemenin kimyasal özellikleri, biyoyumluluğu ve korozyon direnci oldukça önemlidir. Diş hekimliğinde kullanılan dental malzemeler hem biyoyumlu hem de korozyona karşı dirençli olmalıdır. Bu çalışmada bazı metal ve alaşımlarının seçilen farklı ağız ortamlarındaki korozyon davranışları incelenmiştir. Bu amaçla seçilen altın, bakır ve bu metallerden oluşan alaşımların korozyonu; potansiyel- zaman, empedans ölçümü, lineer polarizasyon ve akım-potansiyel eğrilerinin Tafel ekstrapolasyonu yöntemi ile belirlenecektir. Elektrokimyasal yoldan elde edilen akım-potansiyel eğrilerinin anodik ve katodik Tafel doğrularının korozyon potansiyeline ekstrapole edilmesiyle korozyon hızı bulunmuştur. Elde edilen potansiyel-zaman grafikleri incelenerek metal ve metal alaşımların korozyon potansiyelinin pozitif veya negatif olduğu durumlar tartışılmıştır.

Haziran 2021 80 sayfa

Anahtar Kelimeler: Altın-bakır alaşımları, biyometaller, dental malzemeler, korozyon, tafel ekstrapolasyon, yapay tükürük

ABSTRACT

Master Thesis

CORROSION OF GOLD, COPPER AND GOLD-COPPER ALLOYS IN THE ORAL ENVIRONMENTS

Derya ALTUĞ

Ankara University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Chemistry

Supervisor: Prof. Dr. Müşerref ÖNAL

Nowadays widely used biomaterials can be classified into metals, ceramics, polymers, and composites. These materials have different properties. One of the features sought in material selection is its high corrosion resistance. The human body is a highly corrosive environment for biomaterials due to its composition such as blood, serum, and water. Particularly biomaterials that are used in dentistry are in a corrosive environment that changes physically and chemically in the mouth. The reason for this may be various factors such as consumed food, dental care products, chemicals such as drugs, smoking. The selected dental material corrodes in the oral environment, causing the formation of corrosion products. These compounds can enter the cell and damage the tissues. This may cause allergic or toxic effects. Therefore, the chemical properties, biocompatibility, and corrosion resistance of the selected material are very important. Dental materials used in dentistry must be both biocompatible and corrosion-resistant. In this study, the corrosion behavior of some metals and their alloys in different mouth environments has been investigated. Corrosion of gold, copper, and alloys of these metals selected for this purpose; Potential-time, impedance measurement, linear polarization, and current-potential curves were determined by the Tafel extrapolation method. The corrosion rate was found by extrapolating the current-potential curves obtained by electrochemistry to the corrosion potential of the anodic and cathodic Tafel lines. By examining the obtained potential-time graphs, the situations where the corrosion potential of metal and metal alloys are positive or negative are discussed.

June 2021 80 pages

Key Words: Gold-copper alloys, biometals, dental materials, corrosion, tafel extrapolation, artificial saliva

ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında beni destekleyen, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, beni her zaman doğru yönlendirerek teşvik eden danışman hocam Sayın Prof. Dr. Müşerref ÖNAL'a, yüksek lisans eğitimim boyunca engin bilgi ve birikimlerini benden esirgemeyen, manevi desteğini her daim omzumda hissettiğim sevgili hocam Prof. Dr. Ali Abbas AKSÜT'e en içten teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca Sayın Prof. Dr. Yüksel SARIKAYA'ya tecrübelerinden ve bilgi birikiminden yararlanma imkanını bana sunduğu için teşekkürü borç bilirim. Deneysel çalışmalarım sırasında bana her konuda yardımcı olan, bilgi ve tecrübelerini esirgemedi benimle paylaşan hocam Arş. Gör. Dr. Turan YANARDAĞ'a ve her adımda beni motive eden, destek ve yardımını gördüğüm değerli arkadaşım Araş. Gör. Zeynep OKAY'a teşekkür ederim.

Beni her konuda destekleyen, yüreklendiren, manevi destekleri ile her zaman yanımda olan sevgili aileme ve arkadaşlarıma da sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması, “Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğünün 19L0430006 numaralı Lisansüstü Tez Projesi (Yüksek Lisans) ile desteklenmiştir.

Derya ALTUĞ
Ankara, Haziran 2021

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI

ETİK.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT	iii
ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR.....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1 Korozyon ve Oluşumu	3
2.1.1 Korozyon hücresi	5
2.1.2 Korozyon potansiyeli ve korozyon akımı.....	6
2.1.3 Pasifleşme.....	6
2.1.4 Elektrot potansiyelleri	8
2.2 Korozyon Çeşitleri	10
2.2.1 Üniform korozyon	10
2.2.2 Çukur korozyonu	11
2.2.3 Galvanik korozyon.....	11
2.2.4 Çatlak korozyonu.....	12
2.2.5 Kabuk altı korozyonu	12
2.2.6 Filiform korozyonu	13
2.2.7 Seçimli korozyon	13
2.2.8 Taneler arası korozyon	13
2.2.9 Erozyonlu korozyon.....	14
2.2.10 Kavitasyon	14
2.2.11 Stres korozyonu.....	15
2.2.12 Yorulmalı korozyon	15
2.2.13 Hidrojen kırılgenliği	15

2.2.14 Kaçak akım korozyonu.....	16
2.2.15 Mikrobiyolojik korozyon.....	16
2.3 Korozyon Hızını Etkileyen Faktörler.....	17
2.4 Korozyon Hızı Belirleme Yöntemleri.....	18
2.4.1 Kütle kaybı.....	18
2.4.2 Galvanostatik yöntem.....	19
2.4.3 Potansiyostatik yöntem.....	19
2.4.4 Tafel ekstrapolasyonu yöntemi.....	19
2.4.5 Lineer polarizasyon yöntemi.....	20
2.4.6 Gaz ölçüm metodu.....	21
2.5 Korozyona Karşı Korunma Yöntemleri.....	21
2.5.1 Katodik koruma.....	22
2.5.2 Anodik koruma.....	23
2.5.3 İnhibitör kullanımı.....	24
2.5.4 Kaplama.....	25
2.5.5 Koruyucu diğer önlemler.....	25
2.6 Biyomalzemeler.....	27
2.6.1 Biyomalzeme tanımı ve tarihçesi.....	27
2.6.2 Biyouyumluluk.....	29
2.7 Biyomalzeme Çeşitleri.....	29
2.7.1 Metal biyomalzemeler.....	30
2.7.2 Seramik biyomalzemeler.....	31
2.7.3 Polimer biyomalzemeler.....	32
2.7.4 Kompozitler.....	32
2.8 Ağız Ortamlarında Altın, Bakır ve Alaşımlarının Biyomalzeme Olarak Kullanılması.....	33
2.9 Kaynak Özetleri.....	36
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	39
3.1 Elektrot Materyalleri.....	39
3.2 Elektrotların Hazırlanması.....	41
3.3 Deney Ortamları.....	42
3.4 Deney Sisteminde Kullanılan Cihazlar.....	43

3.5 Yöntem	45
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	46
4.1 0,1 M Sodyum Klorür Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi.....	47
4.2 0,1 M Sitrik Asit Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi	50
4.3 %10 Karbamid Peroksit Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi.....	53
4.4 Gargara Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi	56
4.5 Yapay Tükürük Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi	59
4.6 Yapay Tükürük + %10 Karbamid Peroksit Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi.....	62
4.7 Yapay Tükürük + Gargara Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi.....	65
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	68
KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ.....	80

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

A	Amper
AC	Alternatif Akım
Ag	Gümüş
AgCl	Gümüş Klorür
Au	Altın
CaCl ₂	Kalsiyum Klorür
Cl	Klor
Cu	Bakır
cm	Santimetre
cm ²	Santimetrekare
E	Potansiyel
E _{kor}	Korozyon Potansiyeli
E _{ref}	Referans Elektrot potansiyeli
Fe	Demir
Fe(OH) ₂	Demir oksit
G	Gargara
HCl	Hidroklorik Asit
H ₂ O	Su
i _{anot}	Anot Korozyon Akımı
i _{katot}	Katot Korozyon Akımı
KCl	Potasyum Klorür
KP	Karbamid Peroksit
L	Litre
log _i	Akım Yoğunluğu
LP	Lineer Polarizasyon
M	Molar Derişim
M _A	Mol Kütlesi
mL	Mililitre
mV	Milivolt

NaCl	Sodyum Klorür
NaH ₂ PO ₄	Monosodyum Fosfat
Na ₂ S	Sodyum Sülfür
O ₂	Oksijen
OCP	Open Circuit Potential
Pt	Platin
R	Direnç
R _p	Polarizasyon Direnci
s	Saniye
SA	Sitrik Asit
SHE	Standart Hindrojen Elektrot
S-G	Stern Geary
V	Volt
YT	Yapay Tükürük
Z'	Gerçek Yük Transfer Direnç Değeri
Z''	Sanal Yük Transfer Direnç Değeri
μA	Mikroamper
β _a	Anodik Tafel Sabiti
β _c	Katodik Tafel Sabiti
°C	Santigrat
ΔE	Potansiyel Değişimi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Korozyon hücresinin şematik gösterimi	6
Şekil 2.2 Pasifleşme olmayan metalin (a) ve pasifleşme olan metalin (b) potansiyel-akım yoğunluğu grafiği	7
Şekil 2.3 Anodik polarizasyon eğrisi	7
Şekil 3.1 14 ayar altın alaşımında altın ve diğer metallerin bulunma miktarları	40
Şekil 3.2 18 ayar altın alaşımında altın ve diğer metallerin bulunma miktarları	40
Şekil 3.3 22 ayar altın alaşımında altın ve diğer metallerin bulunma miktarları	41
Şekil 3.4 Çalışma elektrotunun şematik gösterimi	41
Şekil 3.5 Deney düzeneğinin şematik gösterimi	43
Şekil 3.6 Üçlü elektrot sistemini içeren korozyon hücresinin şematik gösterimi	44
Şekil 4.1 37°C’de 0,1 M Sodyum Klorür ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri	47
Şekil 4.2 37°C’de 0,1 M Sodyum Klorür ortamında çalışma elektrotlarının $Z'-Z''$ eğrileri	47
Şekil 4.3 37°C’de 0,1 M Sodyum Klorür ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri	48
Şekil 4.4 37°C’de 0,1 M Sodyum Klorür ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri	48
Şekil 4.5 37°C’de 0,1 M Sitrik Asit ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri	50
Şekil 4.6 37°C’de 0,1 M Sitrik Asit ortamında çalışma elektrotlarının $Z'-Z''$ eğrileri	50
Şekil 4.7 37°C’de 0,1 M Sitrik Asit ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri	51
Şekil 4.8 37°C’de 0,1 M Sitrik Asit ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri	51
Şekil 4.9 37°C’de %10 Karbamid Peroksit ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri	53
Şekil 4.10 37°C’de %10 Karbamid Peroksit ortamında çalışma elektrotlarının $Z'-Z''$ eğrileri	53
Şekil 4.11 37°C’de %10 Karbamid Peroksit ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri	54
Şekil 4.12 37°C’de %10 Karbamid Peroksit ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri	54
Şekil 4.13 37°C’de Gargara ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri	56
Şekil 4.14 37°C’de Gargara ortamında çalışma elektrotlarının $Z'-Z''$ eğrileri	56
Şekil 4.15 37°C’de Gargara ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri	57
Şekil 4.16 37°C’de Gargara ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri	57
Şekil 4.17 37°C’de Yapay Tükürük ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri	59
Şekil 4.18 37°C’de Yapay Tükürük ortamında çalışma elektrotlarının $Z'-Z''$ eğrileri ..	59

Şekil 4.19 37°C’de Yapay Tükürük ortamında çalışma elektrotlarının akım- potansiyel eğrileri.....	60
Şekil 4.20 37°C’de Yapay Tükürük ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri.....	60
Şekil 4.21 37°C’de YT+ %10 KP ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel- zaman eğrileri.....	62
Şekil 4.22 37°C’de YT + %10 KP ortamında çalışma elektrotlarının $Z'-Z''$ eğrileri	62
Şekil 4.23 37°C’de YT + %10 KP ortamında çalışma elektrotlarının akım- potansiyel eğrileri.....	63
Şekil 4.24 37°C’de YT + %10 KP ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri.....	63
Şekil 4.25 37°C’de YT+ Gargara ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel- zaman eğrileri.....	65
Şekil 4.26 37°C’de Yapay Tükürük + Gargara ortamında çalışma elektrotlarının $Z'-Z''$ eğrileri	65
Şekil 4.27 37°C’de YT+ Gargara ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri	66
Şekil 4.28 37°C’de YT + Gargara ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri.....	66
Şekil 5.1 0,1 M Sodyum Klorür ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri.....	71
Şekil 5.2 0,1 M Sitrik Asit ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri.....	71
Şekil 5.3 %10 Karbamid Peroksit ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri.....	72
Şekil 5.4 Gargara ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri.....	72
Şekil 5.5 Yapay Tükürük ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri.....	73
Şekil 5.6 Yapay Tükürük+%10 Karbamid Peroksit ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri	73
Şekil 5.7 Yapay Tükürük + Gargara ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri.....	74

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1	Çeşitli referans elektrotların 25°C de potansiyelleri (Yalçın vd. 1998)	9
Çizelge 3.1	Çalışma elektrotu olarak kullanılan metallerin çap, yarı çap ve yüzey alanı değerleri	39
Çizelge 4.1	Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının 0,1 M Sodyum Klorür ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri	49
Çizelge 4.2	Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının 0,1 M Sitrik Asit ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri	52
Çizelge 4.3	Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının %10 Karbamid Peroksit ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri	55
Çizelge 4.4	Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının Gargara ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri	58
Çizelge 4.5	Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının Yapay Tükürük ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri	61
Çizelge 4.6	Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının Yapay Tükürük + %10 Karbamid Peroksit ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri	64
Çizelge 4.7	Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının Yapay Tükürük + Gargara ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri	67

1. GİRİŞ

Metallerin kullanıldığı her alanda korozyon kaçınılmazdır ve yaşamımızı bir çok açıdan olumsuz etkilemektedir. Korozyon sonucunda yaşanan maddi ve manevi kayıplar, canlı sağlığı üzerinde oluşan olumsuz etkiler, korozyonun önlenmesi konusunu oldukça önemli kılmaktadır. Özellikle canlı dokusu ile temas halinde bulunan biyomalzemeler için korozyon mutlaka dikkate alınmalıdır. Biyomalzeme, vücut içerisinde desteklenmesi gereken veya tamamen işlevini kaybetmiş organ veya dokuların yerine kullanılabilen materyallerdir. Biyomalzeme seçiminde biyoyumluluk, korozyona karşı direnç, sertlik derecesi, düşük iyon salınımı ve toksik etki göstermemesi öncelikle dikkate alınması gereken özellikler arasındadır. Korozyona karşı direnç ne kadar yüksek olursa malzeme o kadar biyoyumluluk göstermektedir.

Biyomalzemeler; biyoseramikler, biyopolimerler, kompozitler ve metal biyomalzemeler olarak sınıflandırılmaktadır. Diş hekimliğinde diş implantı, dolgu ve kaplama malzemesi olarak ağız ortamlarında kullanılan malzemeler biyomalzemeler arasından seçilmektedir.

Ağız ortamı korozyon için oldukça elverişlidir. Organik ve inorganik bileşiklerden oluşan tükürük içinde bulundurduğu iyonlar, su, oksijen gibi bileşenlerle ve sürekli değişen sıcaklık-pH korozyonun oluşumu ve ilerlemesini kaçınılmaz kılmaktadır. Bu yüzden seçilecek malzemelerin öncelikle kullanıldıkları vücut sıvısında korozyona karşı yüksek direnç göstermesi beklenmektedir. Bu sebeple kullanılacakları ortamdan alınan gerçek numune veya yakın bileşime sahip hazırlanan çözeltiler kullanılarak mutlaka test edilmelidir.

Metal biyomalzemelerin diş hekimliğinde kullanımı çok eski zamanlara dayanmaktadır, özellikle altının kullanımı ilk uygulamalar arasındadır. Altın, soy bir metal olduğu için korozyona karşı oldukça dayanıklıdır ve bu sebeple çözelti içerisine salınımı çok düşük miktardadır. Ancak sertlik derecesinin düşük olması bazı durumlarda istenmeyen sonuçlar doğurmaktadır. Diş uygulamalarında çene

kuvvetine karşı daha dayanıklı olması için altının alaşım olarak kullanılmasının daha iyi sonuç verebileceği düşünülmektedir. Bunun için bakır veya platin gibi sertlik derecesi yüksek bir metal ile alaşımı tercih edilmektedir. Bakır, platine göre işlenmesi daha kolay bir metal olduğu için tercih sebebidir. Ayrıca oluşturduğu oksit tabaka sayesinde korozyona karşı belli bir direnç göstermektedir. Elektrolit olarak tercih edilen, ağız ortamlarına yakın bileşime sahip çözeltilerin içerikleri farklı olduğundan; altın, bakır ve alaşımların oluşturdukları korozyon ürünleri farklılık göstermektedir. Bu farklılık değişen altın ve bakır miktarlarından da etkilenmektedir. 0,1 M NaCl (Sodyum Klorür) , 0,1 M SA (Sitrik Asit) , % 10 KP (Karbamid Peroksit) , G (Gargara) , YT (Yapay Tükürük) , YT + KP (Yapay Tükürük + % 10 Karbamid Peroksit) , YT + G (Yapay Tükürük + Gargara) ağız ortamları olarak seçilmiştir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Korozyon ve Oluşumu

Metallerin kimyasal ve/veya elektrokimyasal tepkimeler sonucunda metalik özelliklerini kaybetmesine korozyon denir (Yalçın ve Koç 1998). Saf metal veya alaşımın, elektrokimyasal özelliklerine, bulundukları ortama ve temas süresine bağlı olarak gerçekleşen aşınmaları korozyon olarak tanımlanabilir (Eriç 1994). Korozyon, metal veya diğer maddelerin bulunduğu çevreyle kimyasal ya da elektrokimyasal reaksiyonlar nedeniyle bozulması, tahribatı veya madde kaybı olarak da tanımlanabilir (Singh 2009). Kimyasal korozyon, metal ve diğer elementlerin birlikte bulunduğu ortam içerisinde elektron alışverişi gerçekleştirdikleri bir reaksiyondur. Elektrokimyasal korozyon ise farklı noktalarda gerçekleşen ve elektrik yüklerinin karşılıklı değiştiği özellikle paslanmaz çelik olmak üzere neredeyse tüm metallerde korozyon hasarına neden olan bir reaksiyondur (Adya vd. 2005).

Doğada metaller; oksit, sülfat veya karbonat bileşikleri halinde bulunur. Bileşikler içindeki serbest entalpileri en düşük düzeydedir. Metaller endüstriyel olarak bileşiklerinden ayrılarak saflaştırılmaktadır. Bu sırada büyük ölçüde enerji harcanmaktadır. Saf metaller kullanılırken, atmosfer koşulları, ısı, nem, basınç, diğer malzemelerle temas gibi etkilere maruz kalır ve bu etkilerle doğada bulundukları saf hale geri dönme eğilimi göstererek işlem sırasında aldıkları enerjiyi geri verirler (Uluengin 2006). Sahip oldukları bu enerjiyi kullanarak içinde oldukları ortamda reaksiyona girerek düşük enerjili bileşikler oluşturmaya çalışırlar. Bunun sonucunda metal veya alaşımın fiziksel özellikleri, kimyasal özellikleri, mekanik özellikleri veya elektriksel özellikleri bazı değişimlere uğrar ve bazı zararlı sonuçlara sebep olabilir (Yakar 2005). Örneğin, demir doğada demir oksit bileşiği olarak bulunur. Yüksek sıcaklıktaki fırınlarda enerji verilerek demir metali üretilir. Fakat bu metal zamanla korozyona uğrayarak pas olarak bilinen demir oksit şekline geri döner (Yalçın vd. 1998).

Korozyon reaksiyonları metalin elektrot ile elektrolit ara yüzeyinde çözünme tepkimesi olarak meydana gelir. Korozyon olayının gerçekleşebilmesi için aralarında potansiyel fark bulunan anot ve katot bölgeleri bulunmalı ve bu iki bölge elektronik veya metalik iletken aracılığıyla birbirlerine temas halinde olmalıdır. Anot ve katot iyonlarına ayrılmış bir elektrolite daldırılarak bu temas sağlanabilir (Üneri 1988). Anot yükseltgenmenin meydana geldiği ve negatif yükleri bulunduran yüzeydir. Daha aktif olan metal anot olur ve (-) işaretle gösterilir. Katot ise indirgenmenin meydana geldiği ve pozitif yükleri bulunduran yüzeydir. Genellikle daha az aktif olan soy metaller katot olur ve (+) işaretle gösterilir. Anot yüzeyinde anodik akım oluşur ve burası anodik bölge adını alır, yükseltgenme sonucunda metal elektron kaybederek iyon halinde çözünür. Katot yüzeyindeyse katodik akım oluşur ve buraya da katodik bölge adı verilir, indirgenme sonucunda metal yüzeyinde birikim meydana gelir. Anodik ve katodik bölgelerin oluşması korozyon olayını meydana getirir ve bu bölgelerde oluşan bileşiklere korozyon ürünleri denir.

Bir elektrokimyasal korozyon hücresinde elektrolit içerisinde elektron akımının varlığı, anot-katot arasında gerçekleşen elektriksel iletkenliğine bağlıdır. Bu akımın dolaşması için gerekli unsurlar eksik olursa veya bozulursa korozyon olayı gerçekleşmez. Bu nedenle korozyonun kontrol edilebilmesi için bu unsurların değerlendirilmesi önemlidir (Trethewey ve Chamberlain 1995).

Korozyon ve kontrolü, birçok endüstriyel yatırım ve üretim maliyeti üzerindeki etkisinden dolayı ekonomik açıdan da önemli bir konudur. Korozyon ve kontrolü mühendislik endüstrisi için de her zaman problem olmuştur, fakat metal kullanımının ve çevre korozyonunun artması ile her geçen yıl daha ciddi bir hal almaktadır. Korozyon kayıpları bütün önlemlerin alınmasına rağmen tamamen engellenememesine karşın bilinçli bir mücadele ile en aza indirilebilmektedir (Yalçın vd. 1998).

Korozyon başta insan olmak üzere tüm canlıların yaşamı için risk oluşturan unsurlardan biridir. Atmosfer ve su ortamında yaşanan korozyonun çevre kirliliğine yol açması, beton binaların çökmesine sebep olması, uçakların düşmesinde etkili olması gibi

hasarları sonucunda canlıların biyolojik sistemini de tehlikeye sokmaktadır. Bu ciddi tehlikelerden dolayı malzeme olarak metal tercih edilen tüm meslek dallarında eğitim oldukça önemlidir, çalışanlar bu konu da bilinçlendirilmeli ve gerekli ilkeler mutlaka uygulanmalıdır. Korozyon oldukça karmaşık bir olay olduğu için sorunlarının belirlenmesi ve çözüm üretilmesi için yüzey fiziği ve kimyası, elektrokimya, mekanik, termodinamik, metalurji ve malzeme bilgisi gibi farklı bilim dallarındaki bilgilerin kullanılması gereklidir. Gerekli uygulamalar yapılması sonucu korozyonu önlemede hasar ve kayıplar %20 ile 40 arasında azaltılabilir. Maddi kayıpları azaltmak ve canlıların hayatını korumak amacıyla korozyonu önleme çalışmaları günümüzde de devam etmektedir (Bilgiç 2008).

2.1.1 Korozyon hücresi

Korozyon, biri anotta meydana gelen oksidasyon (yükseltgenme) diğeri ise katotta meydana gelen redüksiyon (indirgenme) olmak üzere iki elektrokimyasal reaksiyondan oluşan bir olaydır. Bu reaksiyonların gerçekleşmesi için iki ayrı metal bulunması gerekli değildir. Bazı durumlarda oluşan potansiyel farktan dolayı elektrolit içerisinde bulunan metalin bir bölgesi anot diğeri katot olarak davranır. Elektrolit iyon içeren bir sulu çözeltidir. Anotta metal, katyon olarak çözeltilmeye geçerken katotta yalnızca redüksiyon tepkimesi olduğundan korozyon gerçekleşmez.

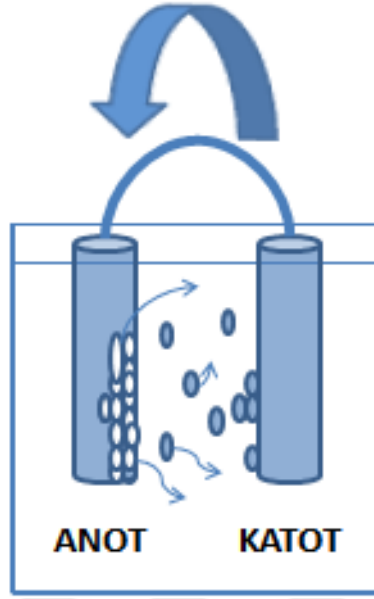
Örneğin, demirin korozyon reaksiyonları aşağıdaki şekildedir;

Anot reaksiyonu: $Fe \rightarrow Fe^{+2} + 2e^{-}$

Katot reaksiyonu: $\frac{1}{2} O_2 + H_2O + 2e^{-} \rightarrow 2OH^{-}$

Net reaksiyon : $Fe + \frac{1}{2} O_2 + H_2O \rightarrow Fe(OH)_2$

Korozyon hücresi, galvanik pile benzerlik gösterir. Aynı elektrolit içerisine daldırılmış biri anot diğeri katot olan iki elektrot ile korozyon hücresi oluşur. Akım yönü hücre içerisinde anottan katota doğruyken dış devrede tam tersidir. (Şekil 2.1)



Şekil 2.1 Korozyon hücresinin şematik gösterimi

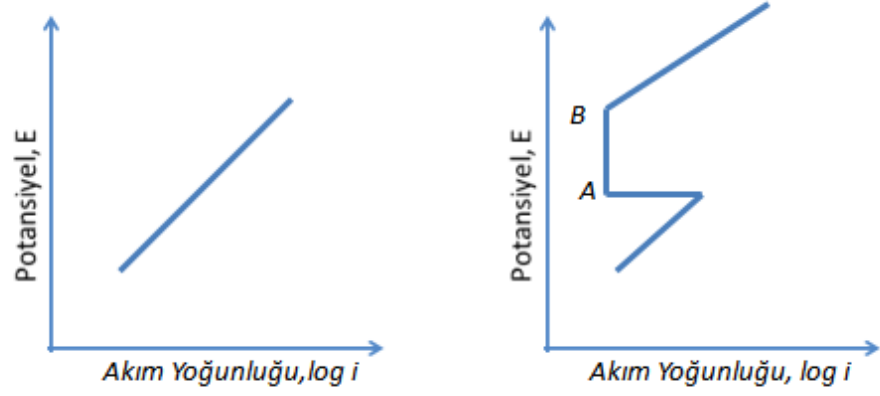
2.1.2 Korozyon potansiyeli ve korozyon akımı

Metal korozyona maruz kaldığında yüzeyinde hem anodik hem katodik reaksiyonlar aynı anda gerçekleşir ve elektrot potansiyeli bu yüzden karma potansiyele sahiptir. Bu karma potansiyele korozyon potansiyeli (E_{kor}) ve bu potansiyel değerine karşılık gelen akım değerine de korozyon akımı (i_{kor}) denir. Metal yüzeyinde anot-katot arasından çok fazla akım geçse de korozyon akımını doğrudan ampermetreden ölçmek mümkün değildir. Çünkü dış devreden geçen akım sıfırdır. Anot korozyon akımı (i_{anot}) ve katot korozyon akımı (i_{katot}) değer olarak birbirine eşit ama zıt işaretli olduğundan ampermetreden akım okunamaz. Yardımcı bir elektrot ve dış devre yardımıyla dolaylı yoldan ölçüm yapılabilir (Henthorne 1972).

2.1.3 Pasifleşme

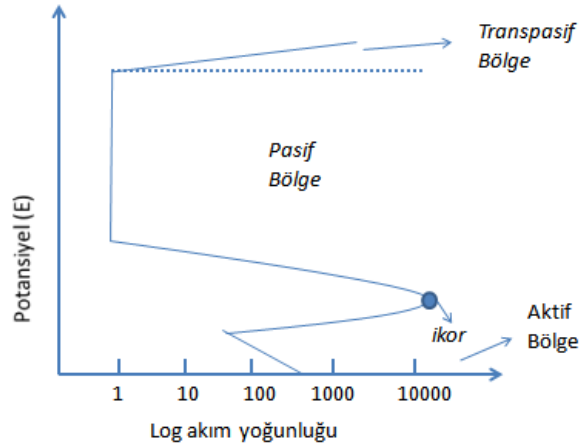
Korozyon ürünlerinin çözünmeyip metal yüzeyinin elektriği geçirimsiz hale getirdiği bölge pasiflik bölgesidir. Potansiyel değerleri olarak korozyona uğraması beklenirken, korozyon hızının çok yavaş olduğu metaller pasifleşmiş demektir. Pasifleşme genellikle

yükseltgeyici ortamlarda oksit tabaka oluşumundan dolayı meydana gelir. Bu özelliği genellikle demir, krom, titanyum, nikel ve bu metallerin alaşımları gösterir. (Şekil 2.2)



Şekil 2.2 Pasifleşme olmayan metalin (a) ve pasifleşme olan metalin (b) potansiyel-akım yoğunluğu grafiği

Pasifleşme mekanizması anotun özelliği olduğundan anodik polarizasyon eğrisinde gözlenir. Bir metalin pasifleşme özelliği varsa anodik polarizasyon eğrisi elde edilebilir. (Şekil 2.3)



Şekil 2.3 Anodik polarizasyon eğrisi

Aktif bölgede potansiyel arttıkça korozyon hızı da artar. Potansiyel pozitif yönde arttığı halde korozyon hızının sabit kaldığı bölge pasif bölgedir. Korozyon hızında yeniden artış görülen bölge ise pasif filmin kırıldığı transpasif bölgedir (Henthorne 1972).

2.1.4 Elektrot potansiyelleri

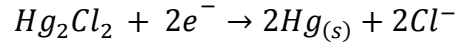
Metal elektrot kendi iyonlarını içeren bir çözeltiye daldırıldığında metal iyonlar elektron vererek çözeltiye geçer. Eksi işaretli (-) elektrikle yüklenen metal ile artı işaretli (+) elektrikle yüklenen çözelti arasında potansiyel fark oluşur. Çözeltiye geçen metal iyonları ile elektron alarak serbest hale geçen metal atomları arasında bir termodinamik denge meydana gelir. *Elektrot potansiyeli* bu denge durumunda metal ile çözelti arasında oluşan potansiyel farkıdır. Metalin 25°C sıcaklıkta kendi iyonlarının 1 molar olduğu çözeltide ölçülen potansiyeli *standart elektrot potansiyelidir*. Elektrot potansiyellerini ölçmek için potansiyeli zamanla değişmeyen referans elektrotlar kullanılır.

Bir elektrotun potansiyeli ölçülürken potansiyometre kullanılır. Devreden çok düşük miktarda akım geçerken referans elektrot ile kullanılan metal elektrot arasındaki potansiyel fark ölçülür. Ölçülen bu fark ile referans elektrotun potansiyel değeri toplanarak metalin elektrot potansiyeli (E) hesaplanabilir. Referans elektrotların potansiyel değerleri sabittir.

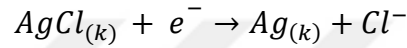
$$E = \Delta E + E_{ref}$$

Standart Hidrojen Elektrot (SHE) : Platin çubuk, hidrojen katyonlarının aktifliğinin 1 olduğu çözeltiye daldırılır ve 1 atm basınçta hidrojen gazı geçirilerek elde edilen gaz elektrottur. 25°C’de potansiyeli sıfır kabul edilen bu elektrot pratikte kullanılmaz. Aşağıda verilen diğer referans elektrotların potansiyelinin ayarlanmasında SHE kullanılır.

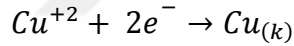
Doygun Kalomel Elektrot (SCE) : Metalik civa, doymu KCl çözeltisi ve Hg_2Cl_2 katısı ile hazırlanması kolay bir elektrottur. 25°C’de potansiyeli +0,244 Volt’dur.



Gümüş/ Gümüş Klorür Elektrot: Saf gümüşün doymu KCl ve gümüş klorür çözeltisine daldırılması ile oluşturulur. 25°C’de potansiyeli +0,222 Volt’dur.



Doygun Bakır/ Bakır Sülfat Elektrot (CSE) : Bakır çubuğun doymu bakır sülfat çözeltisine daldırılması ile oluşan ve redoks reaksiyonuna göre çalışan bir elektrottur. 25°C’de potansiyeli +0,318 Volt’dur.



Referans olarak standart hidrojen elektrotu kullanılarak elde edilen potansiyel değerleri “hidrojen skalası” şeklinde adlandırılmaktadır ve E_H simgesi ile gösterilmektedir. (Çizelge 2.1)

Çizelge 2.1 Çeşitli referans elektrotların 25°C sıcaklıktaki potansiyelleri (Yalçın vd. 1998)

Referans Elektrot	Gösteriliş	E_H , Volt
Standart Hidrojen Elektrot	Pt, H_2 / H^+	0
Doygun Kalomel Elektrot	Hg/ Hg_2Cl_2 , KCl (doymu)	+0,244
Gümüş/ Gümüş Klorür Elektrot	Ag/ AgCl, KCl (doymu)	+0,222
Doygun Bakır/ Bakır Sülfat Elektrot	Cu/ $CuSO_4$ (doymu)	+0,318

Metalinin yükseltgenme eğilimi standart hidrojen elektrotundan yüksek ise, elektrot-çözelti ara yüzeyinde metal negatif, çözelti ise pozitif yüklenir. Bu durum *aktif metaller* de görülür ve çözelti potansiyelinin metal potansiyelinden büyük olmasına neden olur. Eğer standart hidrojen elektrotun yükseltgenme eğilimi metalden büyük olursa çözünen metal katyonları az miktarda olsa bile indirgenip çözelti üzerinden elektrot yüzeyine geçer. Bu durumda çözelti negatif, elektrot ise pozitif yüklenmiş olur. Metalin potansiyelinin çözelti potansiyelinden büyük olduğu bu metaller “soy” ya da “*yarı soy metaller*” olarak adlandırılmaktadır.

2.2 Korozyon Çeşitleri

Farklı ortamlarda değişik etki ve mekanizmalarla gerçekleşen korozyonlar oluşma nedenlerine ve karakteristik özelliklerine göre birbirinden ayırt edilebilir. Korozyonu kontrol edebilme yollarını belirlemek için önce korozyonun hangi çeşit olduğunu ve mekanizmasının nasıl yürüdüğünü bilmek gereklidir. Genellikle metal veya alaşımın ortam koşullarına bağlı olarak birden fazla korozyon türü gözlemlenirken tek tip korozyon türünün ilerlediği çok nadirdir. Ortam koşulları metallerin bozulması üzerinde etkilidir. Sulu ortamda metal veya alaşım bozunuyorsa ıslak korozyon yani elektrokimyasal korozyon, metal veya alaşımların oksitlenmesi gerçekleşiyorsa kuru korozyon yani kimyasal korozyon olarak adlandırılmaktadır.

2.2.1 Üniform korozyon

Metalin tüm yüzeyinde korozyon hızı aynıdır. Bu nedenle metal yüzeyi her noktada aynı incelir. Korozyon hızını belirlemek için yararlanılan kalınlık incelmesi bağıntıları korozyonun bu çeşitini kabul ederek türetilmiştir (Yalçın vd. 1998). Tamamen aynı cins malzemeden üretilmiş metaller dış etkilere etkilenmedikleri atmosfer ortamlarında homojen olarak korozyona uğramaktadır. Bundan dolayı metal yüzeyinin her noktasında gözlemlenen azalma aynı miktarda olmaktadır. Bu korozyon tipinde metal delinme ve kırılmaya uğramadığı için önceden belirlenen süre kullanılabilir.

2.2.2 Çukur korozyonu

Metal yüzeyinde oluşan anot ve katot bölgelerinin yüzeyde çukur oluşturmaları sonucu meydana gelen korozyon türüdür. Çukurun çevresindeki geniş alan katot, çukurun içinde kalan dar alan ise anot olmaktadır. Zamanla bu dar alan derinleşerek metal üzerinde delik veya kırılma oluşabilir. Genellikle aniden kırılmaya yol açtığı için tehlikelidir (Yalçın vd. 1998).

Metal yüzeyinde çoğu zaman gözle görülemeyecek kadar küçük çukurlar oluşur. Yüksek elektrik iletkenliği sulu çözelti içinde metal yüzeyinin farklı bölgelerinde katodik ve anodik bölgeler oluşturur. Anot tek bölgede ise çukurlaşma oluşur, anot ve katot yer değiştirirse genel korozyon meydana gelir. Çukurların oluşumunun başlaması için genellikle uzun süre gereklidir, başladıkları zaman metal içerisinde hızla ilerler. Çukurun oluşumu; malzeme cinsi, sıcaklık, alaşımı oluşturan elementler, çevrede bulunan aktif iyonların türü ve yoğunluğundan etkilenir. En önemli etken malzemenin cinsidir. Çünkü metalin pasifleşme özelliği varsa daha duyarlıdır. Örneğin paslanmaz çeliklerde bu tip korozyon oldukça fazla görülür ve önlenmesi için krom, nikel ve molibden elementleri eklenerek korozyona karşı daha dirençli olmaları sağlanmaktadır. Klor, brom gibi halojen iyonu içeren çözeltiler de çukur oluşumunu etkilemektedir. Her bir metal ve alaşım üzerinde bu etkilerin sonuçları değişkenlik göstermektedir, bazı malzemeleri etkileyen faktör diğerlerini etkilemeyebilir veya zıt yönde bir etkiye sebep olabilmektedir. Bundan dolayı her bir metalin ve alaşımın etkilenme mekanizması incelenmelidir (Ağrıdağı 2006).

2.2.3 Galvanik korozyon

En çok rastlanılan korozyon çeşitlerinden biridir. Farklı iki metalin birbirlerine bağlantı noktasında meydana gelir. Bu korozyon türünde ortamdaki daha soy olan metal katot olurken yüksek aktifliğe sahip olan metal anot olur ve yalnızca aktif olan metal korozyona uğrar (Yalçın vd. 1998). Temas halindeki farklı iki metal potansiyelleri aynı olmadığı için aralarında galvanik pil meydana gelir. Korozyon hızı, iki bölgenin

potansiyel farkıyla ve korozyon direnciyle ilişkilidir. Örneğin, bakır ve çelik birbirleri ile temas halindeyse bakır çeliğin korozyona uğramasına neden olmaktadır.

Bu korozyon türünün engellemesi için küçük anot – büyük katot etkisinden kaçınılmalıdır. Galvanik diziye göre birbirine yakın olan metaller seçilmelidir. İnhibitör kullanarak ortamın korozifliği azaltılmalıdır. Anot ve katot olan metallere göre daha anodik olan başka bir metal ortama eklenerek koruma sağlanabilir. Malzeme tasarımında anodik kısımlar rahat değişebilir veya daha kalın şekilde tasarlanmalıdır. Bu uygulamalardan bir veya duruma göre birkaçını kullanmak gerekebilir (Altanlar 2006).

2.2.4 Çatlak korozyonu

Metal malzeme üzerinde çatlak veya aralık bulunan durumlarda çözeltinin stabil olduğu kısımlara oksijen iletilmesi zorlaşır. Çözeltinin durgun olduğu bu alan anot, geriye kalan metal yüzeyi ise katot olmaktadır. Korozyonun oluşmaya başlamasına yüzeyde oluşan çok küçük bir çatlak bile yeterli olmaktadır. Korozyon yalnızca çatlak içinde gelişir, katot bölgesinde korozyon gözlenmez (Yalçın vd. 1998).

2.2.5 Kabuk altı korozyonu

Genellikle rutubetli ve oksijence yetersiz olan kabuk altında korozyon ürünlerinin birikmesinden veya başka bir nedenden meydana gelen korozyon türüdür. Kabuğun altında kalan bölge anot, kabuk çevresi katot olur. Çatlak korozyonunun bir türüdür (Yalçın vd. 1998). Genellikle metal yüzeyinin kabuk altında biriken korozyon ürünleri sebebiyle veya nadiren başka sebeplerle oluşmaktadır. Ortamın rutubeti, oksijen miktarının yetersizliği gibi faktörlerden etkilenmektedir. Kabuğun altı anot olarak davranırken kabuk çevresi katot olarak davranmaktadır. Örneğin, bazı metal boru yüzeyleri korunmak amacıyla cam pamuğu vb malzemelerle sarılmaktadır. Yağmur yağması veya başka sebeplerle sarılan malzeme ıslanırsa kabuk altı korozyonu kaçınılmaz olur.

2.2.6 Filiform korozyonu

Bu korozyona kabuk altı korozyonu da denilmektedir. Genellikle boyalı veya kaplamalı yüzeylerde bu tabakaların altında yürüyen bir korozyon türüdür. Kaplamanın en zayıf olduğu noktadan kabuk altına su ve oksijen girişi gerçekleşerek meydana gelir, eğer tabaka su geçirmez ise korozyon başlamaz. Çatlak korozyonunun bir türüdür (Yalçın vd. 1998).

2.2.7 Seçimli korozyon

Bir alaşımı meydana getiren metallerden birinin uzaklaştığı korozyon türüdür. Seçimli korozyona özel olarak dezinfikasyon da denir. Çözeltinin durgun olduğu bölgelerde görülür. Örnek olarak bakır ve çinko elementlerinden oluşan sarı renkli pirinç alaşımı verilebilir. Zamanla çinko korozyona uğrayarak pirinç rengi bakırın etkisi ile kırmızıya dönüşür. Çinko miktarı azaltılarak pirincin seçimli korozyona karşı daha dayanıklı olması sağlanabilir. Çözelti içerisinde stabil olan bölgeler seçimli korozyona daha çok imkan vermektedir (Uysal 2006). Bu tür korozyonda ilk önce korozyona uğrayan metalin miktarının yüksek olması korozyona karşı dayanıklılığı o derece azaltmaktadır (Yalçın vd. 1998).

2.2.8 Taneler arası korozyon

Bir metalde bulunan kristal yapıları tanelerde meydana gelen korozyon türüdür. Metale ısı bir işlem uygulandığında kristallerin sınır çizgilerinde korozyona direnemeyen bozukluklar oluşabilir ve metal koroziye etkilere maruz kaldığında taneler arasında korozyon görülmeye başlar (Yalçın vd. 1998).

Eriyen metalin katılaşması veya katı metalin ısı işleme uğraması ile metal atomu kristallerinin sınır bölgelerinde zayıf bölgeler oluşturabilir ve metal koroziye ortamına girdiğinde korozyon meydana gelebilir.

En tipik örneklerinden biri paslanmaz çeliklerde görülebilir. İçerisinde bulunan karbon ve krom kaynak işlemleri sırasında maruz kaldıkları ısı işlemin yüksek sıcaklığı nedeniyle reaksiyona girerek krom karbür bileşiği meydana getirir. Oluşan bu bileşik tanelerin arasında birikerek korozyonun oluşumuna yol açmaktadır. (Kaynak çürümesi) Bu bölgelerde bulunan bazı safsızlıklar veya alaşımı oluşturan elementlerden birinin fazla olması da taneler arası korozyona sebep olabilir (Uysal 2006).

2.2.9 Erozyonlu korozyon

Metalin koroziv bir ortam içerisinde bağıl hareketinin de etkisiyle aşınması olayı olarak ifade edilebilir Koroziv çözeltilerin metal yüzeyindeki hareketi ile korozyon ürünlerinin sürüklenmesi sonucunda korozyon hızının artmasının yanı sıra erozyon da meydana gelir. Akış yönünde oyuklar ve dalga şeklinde yuvarlak oluklar meydana gelir. Bu tür korozyonun şiddeti akışkan çözelti içerisinde oksijen kabarcığı veya katı tanecik varlığından etkilenmektedir (Yalçın vd. 1998).

2.2.10 Kavitasyon

Erozyonlu korozyonun özel bir şeklidir. Oyuk hasarları olarak da adlandırılır. Akışkan çözelti içerisinde basınçlı bir gaz veya buhar kabarcığının bir engelden dolayı patlayarak bulunduğu bölgenin yıpranmasına neden olmasıdır. Bu korozyon türünden korunmak için tek yol tasarım aşamasında önlemler alınmasıdır (Yalçın vd. 1998).

Genellikle Hidrolik türbinler, gemi pervaneleri ve pompa paletlerinde meydana gelir. Oldukça yüksek olan akış hızlarının normal hızda akış olan bölgelere vakum oluşturması nedeniyle korozyon başlar ve buharlaşan sıvı içerisinde basıncı oldukça düşük olan gaz kabarcıkları oluşur. Oluşan kabarcıklar söndükleri zaman yüzeyde oyuk meydana getirirler (Altanlar 2006).

2.2.11 Stres korozyonu

Gerilim korozyonu olarak da bilinir. Bir metal korozif ortamdayken statik bir gerilime maruz kalırsa çatlaklar, çabuk kırılır ve korozyona karşı dayanıklılığı düşer. Korozyon sonucunda oluşan ürünler çoğu zaman bir tabaka oluşturularak metal yüzeyini korurlarken bu durum gerilim altındayken görülmez. Bu tür korozyona alaşımlar saf metallere göre daha duyarlıdır (Yalçın vd. 1998). Çünkü alaşımlar çalışılacakları ortamlardaki korozyona karşı gösterecekleri dirence göre seçilirler. Yüzeyde çatlak oluşumu; ortamın korozifliğinden dolayı başlar ve yüzeydeki güçlü gerilim nedeniyle hasar oluşur. Bu korozyon türünde hiçbir görsel bulgu olmadığından oldukça sinsi ilerler. Örneğin, metalde renk değişimi, tahribat veya korozyon ürünleri gözlenmez. Bu tür korozyonu önlemenin en iyi yolu kullanılacakları yere göre malzeme cinsini, tasarımını doğru seçmek ve mutlaka yüzey koruma işlemlerini uygulamaktır (Schweitzer 1988, Wallace vd. 1985).

2.2.12 Yorulmalı korozyon

Metal sürekli aktif strese maruz kalırsa yorulmaya başlar ve daha hassas hale gelir. Bu durumda nispeten düşük gerilmelerin etkisi ile bile yüzeyi çatlayabilir (Yalçın vd. 1998). Bir tür gerilim korozyonu olan yorulmalı korozyonun oluşumu ortamın korozifliği ve metalin dinamik yüklerinden etkilenmektedir. Gerilme kuvvetleri genellikle malzeme için hesaplanan maksimum dayanabileceği yüklerden çok düşüktür. Bu korozyon tipi zamanla yüzeyde çatlaklar oluşturarak korozyonun hızını artırır ve malzemenin ömrünü olumsuz etkiler (Altanlar 2006).

2.2.13 Hidrojen kırılabilirliği

Korozyon reaksiyonu gerçekleşirken veya katodik koruma esnasında metal yüzeyinde oluşan hidrojen atomları yüzeye adsorbe edilir. Bu atomların bir miktarı hidrojen gazı olarak salınır bir kısmı ise atom olarak metal bünyesinde bulunan boşluklara yerleşir.

Boşluklara yerleşen hidrojen atomları zamanla moleküllere dönüşerek hacim artışına sebep olur (Yalçın vd. 1998). Moleküllere dönüşen bu kısmın metal içerisinde difüzlenmesi mümkün olmadığından yüzeyde bulunduğu boşluklara yüksek basınç uygulaması sonucunda metal çatlaklar ve korozyon oluşur (Uysal 2006).

2.2.14 Kaçak akım korozyonu

En çok su ve yer altı yapılarında görülen korozyon türüdür. Bunun sebebi yer altında bulunan kaçak akımların çevrelerinde bulunan metalleri tahrip ederek korozyon oluşturmalarıdır. Akımın kaynağa ulaştığı bölge katot olarak davranırken, kaynaktan ayrıldığı bölgeler ise anot olarak davranır ve korozyon sadece anot bölgesinde meydana gelir (Yalçın vd. 1998). Bu korozyon türünü önlemek için ilk adım kaçak akımların yapıya girmesini önlemektir veya maruz kalınan kaçak akıma karşı bölgeye direnç konularak metal korunmalıdır (Uysal 2006).

2.2.15 Mikrobiyolojik korozyon

Bazı mikro canlıların korozyon hızını arttırdığı korozyon türüdür. Bu canlıların gelişmesi ile asit, iyon, sülfür gibi ortaya çıkan ürünler korozyon hızını arttırabilir. Bazı mikroorganizmalar direkt elektrokimyasal reaksiyonlara da katılabilir. Genellikle soğutma suyu sistemlerinin durgun bölgelerinde rastlanır ve büyük oyuklar meydana getirir. Bu tür korozyon nadiren tek başına görülür genellikle diğer korozyon türlerinin yanında korozyon hızını arttırıcı etkisiyle görülür (Yalçın vd. 1998).

Bu korozyon türünün önlenmesi için pH değişiklikleri, dezenfeksiyon işlemleri veya başka yollarla bu mikro canlıların tamamen yok edilmesi gereklidir (Altanlar 2006).

2.3 Korozyon Hızını Etkileyen Faktörler

Metalin doğasından dolayı termodinamik ve kinetik faktörler korozyon hızını etkilemektedir. Bunun yanı sıra metalin doğasından bağımsız olarak sıcaklık, basınç, şekil, mekanik ve biyolojik etkenler de korozyon hızını etkiler (Erbil 2012).

Sıcaklık, elektrokimyasal tepkime olan korozyon tepkimelerinin hızını arttırarak çoğunlukla korozyon hızını etkileyen en önemli parametredir. Özellikle sıcaklığın gerilimi arttırdığı gerilimli çatlama korozyonu ve sıcaklığın devirli olarak değiştiği atmosferik korozyon tepkimelerinin sıcaklıkla korozyon hızları artmaktadır. Sulu ortamda oksijen çözünürlüğü sıcaklık artışıyla azalırken metal yüzeyine oksijen difüzyon hızı artış gösterir. Difüzyon hızı artması korozyonu hızlandırırken çözünürlüğün azalması korozyonu yavaşlattığından yarışmalı bir olaydır. Sıcaklık artışı ile CO₂ (karbondioksit) çözünürlüğü de azalır ve çözünürlük ürünü olan H₂CO₃ (karbonik asit) azalır ve ortamın daha az asidik olması korozyonu yavaşlatır. Sıcaklık artışı ile bazı iyonların çökmesi metal yüzeyine koruyucu etki yaparak korozyonu yavaşlatabilir. Ancak bu durum bazen istenmeyen sonuçlar yaratarak çukur korozyonuna neden olabilir. Isı transferi yapılan sistemlerde borunun iç ve dış katmanları arasında oluşan sıcaklık farkı potansiyel fark yaratarak korozyonun hızlanmasına neden olur.

Basınç, özellikle içinden basınçlı su akan boru sistemlerinin anodik bölgesinde korozyonu hızlandırdığı görülür. Hızla akan sıvının yüzeye bol oksijen taşıdığı bölgelerde katodik tepkimeler daha etkilidir. Metal yüzeyinin pasifleşmeye yatkınlığı varsa pasifleşme gösterebilir. Sıvı akış yönünde yeterince temas edilemeyen ölü noktalar bu bölgeler anodik özellik göstermeye meyillidir ve çukur korozyonu hızla gelişir. Gaz akışı içinde aynı durum geçerlidir. Sıvı ve gaz akışkanların içinde bulunan katı partiküller metal yüzeyine çarparak oksit tabakalarını parçalar ve erozyon korozyonu meydana gelir.

Geometrik Şekli, basınç altındaki sistemlerde veya bir korozyonun oluşması veya önlenmesinde homojenlik açısından önemlidir. Keskin köşeler veya dirsekler bulunuyorsa erozyon korozyonuna meyillidir.

Biyolojik Faktörler, metalik malzemenin bulunduğu ortama göre mikrobiyolojik organizmalar korozyonu hızlandırabilir veya inhibitör etkisi gösterebilir. Makro organizmalar (küfler, mantarlar v.b.) ise ortamın sürekli nemli kalmasını sağlayarak korozyonun sürekliliğine neden olur (Erbil 2012).

2.4 Korozyon Hızı Belirleme Yöntemleri

Korozyon hızı, birim zaman içerisinde metal malzemede meydana gelen bozulmanın miktarı şeklinde tanımlanmaktadır ve belirlenmesinin hızlı ve kolay olması için elektrokimyasal yöntemler uygulanmaktadır (Erbil 1996).

2.4.1 Kütle kaybı

Korozif ortam içerisinde bir süre bekletilen metalin kütlesi belirlenen süre sonunda ölçülür. Başlangıç kütlesi ile arasındaki farka bakarak $\text{mg/dm}^2\text{gün}$ cinsinden kütle kaybı belirlenir. Bu yöntemin iki sakıncası vardır. Bu sakıncalar; uygulanması için uzun zamanın gerekli olması ve sonuç değerlerinin anlık korozyon hızını değil ortalama bir değer vermesidir.

Bu metot ile korozyon hızı tespit edilirken korozyon homojen olmalı ve korozyon ürünleri tamamen uzaklaştırılmış olmalıdır. Faraday yasasından yararlanılarak bulunan aşağıda verilen eşitlik, kütle kaybı ile korozyon hızının belirlenmesinde kullanılmaktadır.

$$i_{kor} = (\Delta mnF)/(MS\Delta t)$$

Verilen bağıntıda, Δm kütle kaybını, n alınan-verilen elektron sayısını, F Faraday sabitini (96485 Coulomb), Δt zamandaki değişimi, M mol kütlesini ve S yüzey alanını simgelemektedir (Yalçın vd. 1998).

2.4.2 Galvanostatik yöntem

- 1) Çalışılan elektrota dışarıdan yardımcı elektrot vasıtasıyla sabit akım verilir ve referans elektrota karşı elektrot potansiyeli ölçülür. Bu *üç elektrot yöntemi* olarak adlandırılmaktadır.
- 2) Tamamen aynı olan iki çalışma elektrotu seçilerek uygulanan yöntem ise *iki elektrot yöntemi* olarak adlandırılır. Bu yöntemde ise önce devreden akım geçmezken seçilen iki çalışma elektrotunun arasındaki potansiyel fark ölçülür. Daha sonra anodik ve katodik yönde dış akım uygulanarak potansiyel fark yeniden ölçülür.

2.4.3 Potansiyostatik yöntem

Çalışma elektrotunun potansiyeli bir potansiyostat aracılığıyla sabit tutularak bu potansiyel değerindeki akım yoğunluğunun ölçülmesine dayalı yöntemdir. Bu yöntem sonucunda anodik polarizasyon eğrisi ve katodik polarizasyon eğrisi deneysel olarak elde edilmektedir. Bu eğriler tafel ekstrapolasyon ve lineer polarizasyon yöntemlerinde kullanılarak korozyon hızı tayin edilebilir.

2.4.4 Tafel ekstrapolasyonu yöntemi

Korozyon olayında metal-elektrolit ara yüzünde indirgenme ve yükseltgenme reaksiyonları aynı anda gerçekleşmektedir. Yükseltgenme tepkimesi sonucunda salınan elektronlar indirgenme tepkimesinde kullanılmaktadır. Deneysel olarak elde edilen katodik polarizasyon eğrisi, Tafel lineer bölgesinde korozyon potansiyeline ekstrapole

edilerek kesiştikleri noktadan akım yoğunluğu yani korozyon hızı bulunabilir. Aynı anda iki tepkime olduğu için korozyonun elde edilen potansiyel değeri (E_{kor}) karma bir değerdir ve kesişme noktasında bu potansiyel değere karşılık gelen akım değerine de korozyon akımı (i_{kor}) denir (Asan 2002). Anodik polarizasyon eğrileri yalnızca ideale uygun olduklarında Tafel bölgeleri mevcuttur bu yüzden elde edilemedikleri durumlarda yalnızca katodik bölge kullanılarak uygulanabilir. Anodik reaksiyonlar tersinmezdir. Çözünme gerçekleştiğinden çözelti özellikleri değişkenlik gösterebilir ve metal yüzeyi değişebilir. Çözünmeyen korozyon ürünleri metal yüzeyinde birikerek metalin pasifleşmesine sebep olabilir. Bu nedenlerden anodik polarizasyon eğrileri ideallikten sapabileceği için genellikle katodik polarizasyon eğrileri kullanılır. Birden çok indirgenme reaksiyonu olduğunda Tafel bölgesi belirgin olmadığından extrapolasyon zorlaşır. Bu durumda lineer polarizasyon yöntemini kullanmak daha avantajlıdır (Yalçın vd. 1998).

Tafel ekstrapolasyonu yöntemi ile elde edilen korozyon hızı değeri, kütle kaybı yönteminde elde edilen değere göre doğruluğu daha kuvvetlidir. Ayrıca bu yöntemin çok düşük korozyon hızlarının hesaplanmasında kullanılması ve korozyon hızlarının kısa zamanda hesaplanabilmesi yöntemin avantajlarından (Akçay 2014).

2.4.5 Lineer polarizasyon yöntemi

Polarizasyon direnci yöntemi de denilebilir. Potansiyel değeriyle anodik ve katodik akım arasında lineer bir bağlantı olması prensibine dayanır. Bu prensibin ilk temelleri 1957 yılında Stern ve Geary tarafından ortaya atılmıştır. Korozyon potansiyelinin yaklaşık $\pm 10\text{mV}$ aralığına uygulanan dış akım ve aşırı gerilim ile değişim meydana gelir. Bu lineer değişimin gerçekleştiği bölgeye *Lineer bölge* adı verilir. Bu bölgedeki polarizasyon eğrilerinin eğimine polarizasyon direnci (R_p) denir. ($1/R_p = \Delta I / \Delta E$)

Deneyssel olarak hesaplanan bu direnç Stern-Geary eşitliğinde kullanılarak korozyon hızı hesaplanabilir.

$$i_{kor} = \frac{\beta_a \beta_c}{2,303 (\beta_a + \beta_c)} \frac{\Delta I}{\Delta E} = \frac{\beta_a \beta_c}{2,303 (\beta_a + \beta_c)} \frac{1}{R_p}$$

Stern-Geary denklemi

i_{kor} : Korozyon akımı

R_p : Polarizasyon direnci

β_a : Anodik tafel sabiti

β_c : Katodik tafel sabiti

ΔI : Denge potansiyeline yakın bölgede uygulanan akım

ΔE : Bu akıma karşılık gelen potansiyel fark

2.4.6 Gaz ölçüm metodu

Bu yöntemde korozyon sonucunda oluşan gaz formundaki korozyon ürünlerinin miktarının tespit edilmesiyle tepkimedeki reaktiflerin miktarı ve buna bağlı olarak korozyon hızı hesaplanabilir. Örneğin, korozyon ürünü olarak oluşan hidrojen gazının miktarı belirlenerek korozyona uğrayan reaktif miktarı ve korozyonun oluşum hızı hesaplanabilir (Koç 2019).

2.5 Korozyona Karşı Korunma Yöntemleri

Korozyon olayı doğal olarak geliştiği ve metallerin her koşulda az veya çok etkilenmesi sonucu tamamen önlenmesi söz konusu değildir. Amaç oluşan korozyonun belirli ölçülerde sınırlı kalmasını sağlamaktır. İnsan sağlığını etkileyen veya ekonomik açıdan maliyeti yüksek malzemelerin korozyonunun önlenmesi öncelikli öneme sahiptir. Korozyonun önlenmesi veya tolere edilebilir seviyede tutulması bilinçli bir denetim ile gerçekleştirilebilir. Bunun için korozyonun oluşum mekanizması, çeşitleri gibi konuların iyi bilinmesi ve denetleme sırasında nelere dikkat edileceğinin iyi planlanması gereklidir. Bu parametreler metal malzemeler ve kullandıkları ortamlar için değerlendirilerek korozyon tepkimesi istenilen seviyede tutulabilir (Erbil 1996).

2.5.1 Katodik koruma

Katodik koruma en çok uygulanan elektrokimyasal yöntemdir. Daha çok gömülü veya suya/elektrolite daldırılmış metallerde uygulanabilir ve bu uygulama ile yeraltında bulunan borular, iskeleler, tanklar, gemiler ve kablolar korunmaktadır. Bu yöntemde korozyona uğrayan metale katodik yönde bir dış akım uygulanarak potansiyeli kontrol edilir. Böylece malzeme termodinamik olarak stabil hale getirilir ve teorik olarak artık korozyona uğraması mümkün değildir. Bu yöntemin temel prensibi elektrokimyasal korozyon teorisi ile ilişkilidir. Korunması istenilen malzeme katot haline getirilerek galvanik pil oluşturulur (Alp 2014). Temel ilkelere uyulmaması halinde hatalı sonuçlar meydana gelebilir hatta bazı tehlikeli durumlar oluşabilmektedir. Bunun sonucu olarak malzemede katot olan bölge korunurken, bazı bölgeler anot olarak davranıp korozyon oluşumu söz konusu olabilir. Bunun olmaması için dış kaynaktan malzeme yüzeyini kapsayacak şekilde uygun miktarda doğru akım uygulanmalıdır. Böylece yüzeye gelen akım, anodik bölgelerdeki korozyon akımını yenecek yüzey tamamen katodik olacak ve katodik koruma gerçekleşecektir (Yalçın vd. 1998).

Korozyon olaylarında anot olan metal çözünerek aşınır, katodik koruma prensibi korunması istenilen metalin katot olması sağlanarak gerçekleşir. Bunu iki yol ile yapmak mümkündür.

- I) Dışarıdan aktifliği daha yüksek olan başka bir anot seçilir ve korunması hedeflenmeyen bu metal iletkenliği sağlanarak yapıya eklenir. Öncelikle aktif metal tepkime vereceğinden çalışılan metal korozyondan korunur.
- II) Korozyona karşı direnci yüksek anot kullanılır ve dış akım verirlerek korunacak metal üzerinden çözeltilmeye katodik akım geçişi sağlanır. Bu uygulamada metal potansiyeli yeterince düşürülürse korozyonu tamamen durdurmak mümkün olabilir (Erbil 1996).

2.5.2 Anodik koruma

Anodik koruma, dış akım verilerek metalin potansiyel değerinin pasifleşme değerinden daha pozitif yöne taşınması ile gerçekleştirilir. Metalin korozyona uğraması yine mümkündür fakat korozyon hızı çok düşüktür. Genelde bir metale anodik akım uygulandığında çözünme hızı artar ama aktif-pasif geçiş özelliği olan krom, demir, nikel vb metaller potansiyel değerin belli bir noktasından sonra pasifleşerek çözünme hızları azalır. Katodik korumaya göre kıyaslanırsa uygulanan dış akım, pasif bölge sınırlarında kaldığından çok daha düşüktür. Ayrıca katodik koruma bütün metaller için uygulanabilirken anodik koruma yalnızca pasifleşme özelliği bulunanlarda uygulanabilir.

Anodik koruma gerçekleştirilirken tek seçenek dışarıdan akım uygulamak değildir. Kimyasal tekniklerle metal pasif hale getirilerek de uygulanabilir. Bunun için çalışılmak istenilen metali soy bir metal ile iletken olarak temas ettirmek gereklidir. Genellikle bu işlem için platin veya paladyum tercih edilir. Böylelikle soy metallerin katodik potansiyelleri yüksek olduğundan temas halinde olan diğer metallerin pasif halde kalmaları sağlanmış olur. Metallerin soy metallerle elektroliz veya vakum buharlaştırıcı aracılığıyla kısmen veya tamamen kaplanması da etkili bir yöntemdir fakat bu yöntem pahalı olduğu için fazla tercih edilmemektedir (Yalçın vd. 1998).

Anodik koruma pasifleşme özelliği olan metallerde uygulabildiği için metallerin akım-potansiyel özelliklerini iyi bilmek gereklidir. Metal öncelikle bir miktar çözünür ve yüzeyinde pasif bir tabaka meydana gelir. Daha sonra anodik yönde potansiyel uygulanarak oluşan pasif tabakanın sürekliliği sağlanarak metalde oluşan aşınma önlenir. Bu yöntem pasifleşme özelliği olmayan metaller için uygun olmadığından yanlış yapılan uygulamalarla oluşabilecek zararlar konusunda dikkatli olunmalıdır (Erbil 1996).

2.5.3 İnhibitör kullanımı

Korozyon inhibitörleri, farklı etki mekanizmaları ile koroziif ortama katılarak korozyon hızını azaltan organik veya inorganik maddelerdir. Kapalı sistemlerde uygulanabilir çünkü sürekli ortamda bulunmaları gerekir. Metal yüzeyinde koruyucu tabaka oluşturarak koruma sağlayan inhibitörlerin sağlık açısından da zararlı olmamasına dikkat edilmelidir. Bazı durumlarda korozyona karşı dayanıklı malzemelerin pahalı olması onların yerine ortama inhibitör katılarak daha ucuz malzemeler kullanılır. Ekonomik olmaları için inhibitörlerin düşük derişimlerde etkili olmaları tercih edilir. İnhibitörler yalnızca fiziksel engel oluşturarak etki ettiğı gibi kimyasal olarak tepkimeye katılarak da korozyon hızını azaltmaya etki edebilir. Bazı inhibitörler metal yüzeyinde ince bir film tabakası oluşturur ve metal ile çevresi arasında oluşan korozyonun hızını azaltır. Bazıları ise ortamdaki koroziif bileşenleri kendisine bağlayarak korozyonu önleyebilir. Etkileme şekillerine göre anodik inhibitör ve katodik inhibitör olarak ikiye ayrılırlar (Yalçın vd. 1998).

Anodik inhibitörler: Ortama eklenerek korozyon akımını azaltır ve korozyon potansiyeli pozitifte kayar. Metal iyonlarının çözeltiye geçişini engellemek için katyonlar anot yüzeyi üzerinde adsorplanır veya elektrot pasifleştirilerek korozyona uğrayacak alan azaltılmaktadır. Böylece inhibitör ile sadece anodik reaksiyon önlenmiş olur.

Katodik inhibitörler: Ortama eklenerek korozyon akımını azaltır ve korozyon potansiyeli negatif yöne kayar. Katodik reaksiyonların basamaklarının yavaşlatarak veya metal yüzeyindeki katodik bölgeleri küçültülerek korozyon hızını azaltırlar. Bu durumda bölgesel korozyona neden olmazlar ve korozyon yoğunluğunu arttırmazlar bu yüzden tamamen güvenlidir. Ortama katodik inhibitörün ilavesi sonucu katodik polarizasyon eğrisinin eğimi değişir ancak anodik polarizasyon eğrisinin eğimi bu durumdan etkilenmez (Özcan 2005).

2.5.4 Kaplama

Koruyucu kaplamalar basit ve ucuz olduklarından endüstride korozyonu önlemek amacıyla en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Malzemelerin korozyondan korunması için metal yüzeyi daha dayanıklı malzemeler ile kaplanmaktadır. Bazen tek başına bir kaplama yeterli olmazsa ikinci bir kaplama da yapılabilir (Altuğ vd. 2017)

Kaplamaların bazı çeşitleri vardır;

- 1) Metalik Kaplamalar: Genellikle kullanılacak metal, kendisinden daha soy bir metal ile kaplanır. Elektroliz ile yapılan kaplamalar, katodik koruma amaçlı koruyucu kaplamalar metalik kaplamalar arasındadır.
- 2) İnorganik Kaplamalar: İstenmeyen bazı kimyasal maddelerin uzaklaştırılması için boraks, feldspat, kaolin gibi malzemelerle yapılan oldukça hassas kaplamalardır.
- 3) Kimyasal Dönüşüm ile Kaplama: Bu kaplama türü anodik işlem, fosfatlaştırma, kromlaştırma ve anodik işlemle gerçekleştirilmektedir.
- 4) Organik Kaplamalar: Metalin çevresi ile arasında vernik, lak, cila, boya gibi malzemelerle çok ince bir koruyucu tabaka oluşturulur ve bu film üzerinde herhangi bir bozulma olmadığı sürece koruyuculuğu oldukça yüksektir.

2.5.5 Koruyucu diğer önlemler

Ortam ve sıcaklık değiştirilmesi, korozyon hızının azaltılması, oksijenin veya yükseltgeyicilerin uzaklaştırılması ve derişimin değiştirilmesi korozyon üzerinde etkilidir. Bu faktörlerin özenle değiştirilmesi korozyonu önemli derecede düşürür.

Sıcaklığın Değiştirilmesi: Genellikle sıcaklığın düşürülmesi korozyon hızında azalmaya neden olsa da bazı durumlarda bu etki oldukça azdır. Sıcaklığın yükselmesi durumunda ise oksijenin çözünürlüğü azalmaya başlar bu yüzden kaynama sıcaklığına ulaşıldığında korozyon yavaşlar. Yani sıcak deniz suyu, kaynamakta olan deniz suyuna göre daha koroziftir (Yalçın vd. 1998).

Ortamın Değiştirilmesi: Korozyonun meydana gelmesinde bulundukları ortam koşulları büyük önem taşımaktadır. Ortamın hava veya su geçirme özelliği, nem miktarı, asidik-bazik pH değeri, kaçak akım veya çeşitli bakteriler içermesi korozyona başlatıcı hatta hızlandırıcı etki göstermektedir.

Malzeme Seçimi: Ortama uygun seçilen metal veya alaşım ile korozyonu önlemek de mümkündür. Örneğin hava içeren ortamlar için alüminyum, saf su ile yapılan çalışmalar için kalay, sulu sülfürik asit için kurşun, derişik sülfürik asit için çelik tercih edilebilir.

Tasarım: Tasarım yapılırken mekanik dayanıklılık, görsellik gibi gereksinimlere ek olarak korozyona karşı dayanım da dikkate alınmalıdır. Metal bulunan sistemlerde korozyonu arttıracı faktörlerin (su vb) bulunmasını önleyecek dizayn tercih edilmelidir. Bu tasarımlarda çok ince aralıkların kullanılmasından özellikle kaçınılmalıdır. Çünkü buralarda sıvı birikerek korozyona sebep olmaktadır (Palmanak 2009).

Saf metal veya alaşım kullanılması: Genellikle metal yüzeyi daha homojen olduğu ve potansiyel fark oluşma olasılığı azaldığı için saf metaller tercih edilerek korozyon büyük ölçüde önlenmektedir. Ancak bazı durumlarda saf metaller tek başına daha fazla korozyona uğrayabilir. Özellikle korozyona uğrama olasılıkları daha yüksek olan aktif metaller için bu durum geçerlidir. Bu tip metaller alaşım haline getirilerek korozyon direnci ve mekanik kuvveti artırılabilir ve yüzeyde oluşan korozyon ürünlerinin daha düşük iletkenlik göstermesi nedeniyle malzemenin korozyonu düşürülebilir. Bu nedenle, korozyona daha dayanıklı alaşımların üretimi gün geçtikçe önem kazanmaktadır (Altuğ vd. 2017, Yanardağ 2011).

2.6 Biyomalzemeler

2.6.1 Biyomalzeme tanımı ve tarihçesi

İnsanların vücudunda bulunan organlar veya dokular bazı sebeplerden görevlerini tamamen veya kısmen yapamaz duruma gelebilir. Bu durumlarda görevini yapamayan bu organ veya dokuya işlev kazandırmak ya da destek olmak amacıyla kullanılan malzemeler vücut ile temas içerisinde olduklarından biyomalzeme olarak adlandırılmaktadır. İlk zamanlarda canlı dokuya yerleştirilmiş her türlü malzeme biyomalzeme adını alsa da Sağlıkta Uzlaşma ve Kalkınma Konferansı Ulusal Enstitüleri (The National Institutes of Health Consensus Development Conference) “Vücudun tamamını veya bir sistemini tedavi etmek, ogmente etmek; doku, organ veya vücudun bir fonksiyonunu yerine koymak amacıyla kullanılan ilaç harici doğal veya yapay herhangi bir veya birden fazla maddenin karışmasından oluşan materyallerdir” şeklinde tanımlamaktadır (Boretos vd. 1985).

Williams vd. (1992) ve Williams (1987), “İşlevini kaybetmiş bir doku veya organı tedavi etmek, ogmente etmek veya tekrar yerine yerleştirmek için, doğal veya insan yapımı toksik olmayan materyalin vücut içine yerleştirilmesi sonrasında, dokuyla arasında en az seviyede yanıt oluşturan ve doku veya organın işlevinin yeniden kazandırılmasına yardımcı materyallere biyomateriyal veya biyouyumlu materyal” olarak tanımlamaktadır (Williams vd. 1992, Williams 1987). Birçok metal, seramik ve polimer vücudun değişik parçalarını onarımı ve yenilenmesi için kullanılmaktadır (Gür ve Taşkın 2004).

Biyomateriyal kullanımı çok eski zamanlara dayanmaktadır. Özellikle diş tedavilerinde altın elementi kullanımı eski Mısırlıların mumyalarında bile görünen ilk uygulamalar arasındadır. Ancak 19. Yüzyıl ortalarına kadar kullanılan biyomateriyaller enfeksiyonla sonuçlandığı veya toksik etki gösterdiği için genellikle başarısız olmuştur bu yüzden bu döneme kadar önemli bir gelişme kaydedilmemiştir. Biyomalzeme çalışmaları çeşitli kaynaklar üzerinde yıllar boyunca yapılmıştır. Bu kaynaklar balık atığı, diş minesini,

insan, sığır, koyun, hindi, timsah ve tavuk kemiği gibi yüksek kalsinasyon içeren malzemelerdir (Alkaya vd. 2019). Biyomedikal ürünlerde kullanılan bu malzemelerin, canlı doku veya organlara temas ettiğinde uyum sağlayabilmeleri ve yan etki oluşturmamaları için oldukça fazla çalışma yapılmaktadır ve bunun sonucu olarak gün geçtikçe önemi ve uygulama alanları artmaktadır (Pasinli 2004). Günümüzde, vücut dokusuyla daha fazla uyum gösteren malzemelerin geliştirilebilmesi için biyomalzemelerin canlı dokulardaki etkileri üzerine yapılan çalışmalar hız kazanmıştır. Yeni biyomalzeme araştırması yapılmasının yanı sıra kullanılan malzemelerin daha dayanıklı ve biyoyumlu olması için araştırmalar yapılması da büyük önem taşımaktadır (Güven ve Çetin 2007, Kümbüloğlu ve Oral 2013). Yüzlerce firma tarafından çok sayıda tıbbi cihaz, teşhis ürünü ve eczacılık ürünü olan biyomalzemeler üretilmektedir ve bu teknolojinin en büyük pazarlarından birini oluşturmaktadır. Buna rağmen biyomalzeme kaynaklı aşılammış sorunlar mevcuttur ve bu sorunların aşılması, daha iyi biyomalzemelerin geliştirilmesi hedeflenmektedir (Gümüşderelioğlu 2002).

Vücut içerisinde kullanılan biyomalzemeler, kullanıldıkları canlı dokunun bulunduğu vücut sıvıları ile temas halindedir ve bu temas sonucunda vücudun verdiği tepkiler farklılık göstermektedir. Bu yüzden malzeme seçimi yapılırken bu sıvılar veya benzeri çözeltilerde gerekli testler yapılarak, yerleştirildikleri bölgenin koşullarına uygun olup olmadıkları mutlaka değerlendirilmelidir (Tüylek 2017). Seçilen malzemenin biyoyumlu olması, kullanıldıkları vücut koşullarında korozyona dayanıklı olması, dokularda alerjik reaksiyon oluşturmaması, sertlik derecesinin dokulara uygun olması, vücut ağırlığına göre fiziksel olarak basma ve çekme dayanımlarının yeterli olması gibi istenilen özelliklere sahip olması gereklidir (Özkan vd. 2016). Biyomalzemeler, insan vücudunun birçok farklı bölgesinde kullanılırlar. Bu farklı bölgelerin bulundukları ortam koşulları ve maruz kaldıkları gerilim de çeşitlilik göstermektedir. Ortam koşullarını vücut sıvılarının özellikleri (örneğin pH değeri gibi) belirlemektedir. Vücudumuzda sürekli tekrarlanan ayakta durma, oturma, koşma gibi faaliyetlerden dolayı gerilimlere maruz kalmaktadır. Biyomalzemeler tüm bu zor koşullara dayanıklı olmalıdır (Gümüşderelioğlu 2002). Diş hekimliğinde kullanılan biyomalzemeler ise çiğneme esnasında çene kemiklerinin uyguladığı basınca ve sürekli değişen ağız

ortamlarının korozif etkisine dayanıklı olmalıdır. Biyomalzemelerin kullanım alanı sadece ortopedi ve diş alanlarında implant olarak değil, vücuda dışarıdan yerleştirilen ancak vücutla etkileşime giren çeşitli teşhis kitleri, eczacılık ürünlerinde ve biyoteknolojik cihazlarda da yaygındır. Kemik kırıklarında kullanılan implantlar, yapay eklemler, işitme cihazları, diyaliz uygulamaları, diş implant, dolgu ve kaplama tedavileri, ameliyat iplikleri, lensler sıkça kullanılan biyomalzemeler arasında gösterilmektedir (Tüylek 2017).

2.6.2 Biyouyumluluk

Biyouyumluluk, kullanılan malzemenin vücutla uyuşabilme, çevresindeki dokular üzerinde olumsuz etki göstermeme özelliğidir. Biyouyumluluğa sahip malzeme ise biyomalzeme olarak tanımlanmaktadır. Biyomalzeme kullanıldığı vücut dokularının mekanik davranışlarına yapısal olarak uyum sağlıyorsa ve fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak yüzey uygunluğu varsa biyouyumludur. Yani biyouyumluluk, biyomalzemenin yapısal ve yüzey uyumluluğunun bir arada olmasıdır.

Tıbbi uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler kullanılacakları dokulara göre iki sınıfa ayrılır. Ortopedi ve diş protezlerinde *sert doku* yerine kullanılacak olan biyomalzemeler, kalp-damar sistemi ve genel cerrahide ise *yumuşak doku* yerine kullanılacak biyomalzemeler kullanılmaktadır (Pasinli 2004).

2.7 Biyomalzeme Çeşitleri

İstenilen özellikleri sağlayabilmek için kullanılan materyaller metalik biyomalzemeler, biyoseramikler, biyopolimerler ve kompozitler olarak sınıflandırılır.

2.7.1 Metal biyomalzemeler

Biyomalzemeler içerisinde en eski geçmişe sahip olan materyal metallerdir. Yüksek mukavemet, yoğunluk ve süneklik gibi iyi fiziksel özellikleri nedeniyle biyouyumlu metal alaşımları eklem, kalça, diz, omurga gibi kemik implantlarında ve kırılan yapıların sabitlenmesinde kullanılan plaka, vida, çivi gibi araçların yapımında sıklıkla kullanılmaktadır (Güner ve Meran 2020).

Biyometaller; yapısal ve mekaniksel özelliklerinin uygun olmasından dolayı ortopedi ve diş hekimliği uygulamalarında sert doku olarak kullanılmaktadır. Diğer biyomalzemelere göre daha dayanıklı olmaları tercih sebebidir ancak sertlikleri, korozyona uğramaları, biyouyumluluklarının görece düşük olmaları dezavantajlarındandır. Özellikle yüz-çene cerrahisi ve diş implantlarında sıkça kullanılmakta olan metal alaşımlarının dayanma süresi, yüzey korozyonu, alerjik özellikleri ve biyouyumluluğu hassas bir şekilde test edilmektedir (Kırkık vd. 2019, Niinomi 2002). Biyometallerden paslanmaz çelik, kobalt alaşımları, altın ve alaşımları, titanyum ve alaşımları; diş implantları ve diş dolgularında, plastik cerrahide, yapay organ-doku yapımında ve ortopedik uygulamalar gibi tıbbın birçok alanında kullanılmaktadır (Murr 2017).

Metallerin biyomalzeme seçilmesinde önemli olan diğer bir konuda korozyon konusudur. Üretimi gerçekleştirilen metal biyomalzemelerin vücut ile uyumu önemlidir ve bu durum doğrudan korozyon ile ilişkilidir yani korozyona karşı direnci ne kadar yüksek olursa biyouyumluluğu o kadar iyi olmaktadır (Corces 2004). Bu sebeple metal biyomalzemeler soy metaller arasından veya kolay oksit tabakası oluşturabilen kobalt, titanyum vb metaller arasından seçilmelidir (Köktaş 2015).

Biyomalzemelerin kullanıldığı vücut içerisinde bulunan akışkanlar çeşitli iyonlar, su, oksijen vb gibi ortamın korozifliği arttıran bileşenlerden oluşmaktadır. Bu korozif ortam, metallerin dayanımını düşürerek korozyona sebep olmakta ve çeşitli korozyon ürünleri oluşturmaktadır. Bu bileşikler biyolojik sistemde bazı hasarlara sebep

olabilmektedir. Metallerin kullanılmasında dikkat edilmesi gereken diğer bir unsur ise vücut sıvısı içerisinde farklı metallerin birbirleri ile temas ederek galvanik pil oluşturmalarıdır (Özkan vd. 2016, Pasinli 2004).

Korozyona karşı dirençlerinin yüksek olduğu bilinen paslanmaz çelikler, yüksek yük kapasitesi sayesinde özellikle diş ve kalça protezlerinde kullanılabilen kobalt alaşımları, oksit tabakası oluşturarak korozyona karşı dayanıklılık gösteren titanyum ve alaşımları ve yüksek dayanıklılığa sahip olan altın ve alaşımları metal biyomalzeme olarak en çok tercih edilenler arasındadır.

2.7.2 Seramik biyomalzemeler

Seramikler en az bir metal ve metal dışı elementleri içeren inorganik bileşiklerdir. Seramiklerin düşük dayanıklılık ve yüksek maliyet özellikleri dezavantajları olarak bilinmektedir.

Seramik biyomalzemeler; gözlük camlarının yapımında, endoskopi vb. tıbbi cihaz yapımında, teşhis kitlerinde ve daha birçok uygulamalarda kullanılmaktadır. Ayrıca iskelette bağ dokusu tamiri/yenilenmesinde ve dişçilikte dolgu malzemesinde sert doku implantı olarak da kullanılmaktadır (Akça vd. 2020). Ağız içi ortamın korozyonluğundan kimyasal reaksiyona girme olasılıkları yüksek olan metallere göre biyouyumlulukları daha yüksek, korozyon ve alerjik etki gözlenmemekte ayrıca istenilen renkte elde edilebilmektedir. Dişçilikte dolgu malzemesi olarak kullanılan biyoseramikler “diş seramikleri” olarak adlandırılmaktadır. Diş seramikleri ışığı yansıtabilme özelliğine sahiptir ve doğal diş görünümü verdiği için estetik açıdan tercih sebebidir (Çelik vd. 2014). Ayrıca diş hekimliği uygulamalarında seramik biyomalzeme tercih edildiğinde kırılma gibi istenmeyen durumlar azalmaktadır (Shenoy ve Shenoy 2010). Ancak çatlakların yavaş da olsa ilerlediğinin gözlenmesi ve dayanım kuvvetlerinin yeterince bilinmemesi kullanımlarına bazı sınırlamalar getirmektedir (Gümüşderelioğlu 2002).

Seramik biyomalzemelerden; diş ve protez uygulamalarında zirkonyum dioksit, ortopedik uygulamalarda alüminyum oksit, yüz-çene cerrahisinde kemik tozu olarak bilinen kalsiyum-fosfat seramikleri, diş ve kemik gibi sert dokularda hidroksiapatit ve implant-doku bağlanmalarında cam seramikler en sık tercih edilenlerdendir.

2.7.3 Polimer biyomalzemeler

Polimerler, birçok monomerin birbirlerine eklenerek, tekrar eden alt birimlerden oluşan çok büyük moleküllerden veya makromoleküllerden oluşan uzun zincirli bir malzemedir. Biyopolimerler genellikle kemik, damar, sert doku protezleri, kontak lensler, solunum cihazları, cerrahi işlem malzemeleri gibi uygulamalarda kullanılır (Meral 2013, Güven 2014). Polietilen, poliasetal, poliüretan, polimetilmetakrilat, silikon kauçuk en çok tercih edilen biyopolimerlerdendir.

2.7.4 Kompozitler

Birden fazla malzemenin birleştirilmesiyle, bileşenlerin tek başına sahip olamadıkları özellikleri birden fazla metali bir araya getirerek gösteren malzemelere kompozit denir. Kullanılan materyalin sahip olduğu özellikler geliştirilerek istenilen özelliklerin tamamına ulaşabilmek hedeflemektir. Kompozit malzemeler tek metal ile oluşan malzemelere oranla yapısal uyumlulukları, yüksek dayanıklılıkları, istenilen tüm özellikleri bir arada bulundurmaları sebebiyle diş hekimliği ve ortopedi kullanımları için uygun olmaktadır (Özkan vd. 2016). Bu alanlarda kullanımı genellikle diş ve kemik sabitlemek, vida uygulamaları, damar, tedon ve lifler parçaları, kalça protez sapları gibi uygulamalardır (Ratner vd. 2004). Ortopedik cerrahide kullanılan kompozitlerin en önemli sorunu, kompozit içerisinde kullanılan metal, seramik veya polimerin sertlik derecesinin kemiğin sertlik derecesine yeterince uyum gösterememesidir. Kemikte deformasyon oluşmasını engellemek için implantın sertlik derecesinin temasta olduğu doku ile aynı olması gerekmektedir (Gümüşderelioğlu 2002). Biyomalzeme olarak

kullanılan kompozitlerin içerdği tüm malzemelerin biyouyumlu olması ve canlı doku ile olumsuz etkileşime girmemeleri beklenmektedir.

Diş hekimliğinde çürük veya çürük dışı sebeplerden dolayı meydana gelen sert doku kayıplarının tamir ve tedavi edilmesine restoratif diş tedavisi denilmektedir. Bu işlem için malzeme seçilirken temel materyallerden biri veya kompozitler tercih edilebilir. Genellikle bütün özellikleri istenildiği gibi olan ideal bir materyal bulmak oldukça zordur, bu yüzden özellikleri duruma uygun olan birkaç materyalin karıştırılarak birleştirilmesi sonucu oluşan kompozit kullanılarak tedavi için en uygun malzeme belirlenmektedir (O'Brien 2002).

2.8 Ağız Ortamlarında Altın, Bakır ve Alaşımlarının Biyomalzeme Olarak Kullanılması

Biyomalzemelerin en sık kullanıldığı alanlardan biri diş dolguları, implant ve kaplama olarak kullanıldıkları diş hekimliği uygulamalarıdır. Dişin çürümesi sonucunda işlevini kaybetmesi ve estetik görünümünün bozulması gibi durumlar sonucunda normal fonksiyonunu geri kazandırmak için uygulanan işlem diş dolgusudur. Dolgu işlemlerinde seçilen metal biyomalzemenin biyouyumlu ve korozyona dayanıklı olmasının yanı sıra kolay şekil alabilme, estetik görünüm ve orta sertlik derecesi özelliklerini göstermesi beklenmektedir. Kaplamalar, çeşitli sebeplerden dolayı diş dokusu üzerinde oluşan kayıp dolgu ile tedavi edilemediğinde uygulanır. Kullanılan biyomalzemelerin hassas olmaması, estetik görünümlü olması, yüksek biyouyumluluk ve korozyon direnci göstermesi gerekmektedir. İmplantlar ise vücut içerisinde tamamen ya da kısmen epitel yüzey altında kalan bir veya daha fazla biyomalzeme özelliklerini taşıyan materyallerden oluşmuş medikal cihazlardır (Williams 2011). Dental implant, görevini yapamayan diş köklerinin işlevini yerine getirmesi için ağız içersinde kullanılan yapay malzemelerdir (Mosby 1991). İmplant üretiminde kullanılan biyomalzemeler yüksek biyouyumluluk ve korozyon dayanıklılığı özelliklerine kesinlikle sahip olmalıdır. Canlı doku üzerinde kullanılan implantın korozyona uğraması biyolojik sistemi olumsuz etkileyeceğinden hayati öneme sahiptir (Pürçek vd. 2012) Özellikle ağız ortamında kullanılan metal biyomalzemelerin korozyona karşı

dayanımları, biyouyumluluk demektir. Bu malzemelerin korozyona uğramaları sonucunda maddi ve manevi kayıplar meydana gelmektedir. Korozyon sonucunda renk değiştiren, kırılıp tahrip olan malzemenin değiştirilmesi için gerekli dental uygulamanın tekrarlanması gerekmektedir ve bu işlemler hem zahmetli hem de yüksek maliyetlidir. Ayrıca korozyon sonucu oluşan korozyon ürünlerinin salınımı sonucunda, çevresinde bulunan dokular üzerinde renk değişimi, alerjik reaksiyon görülebilir yani istenmeyen toksik etkiler oluşabilmektedir (Wang 1996).

Bu uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler korozyon açısından riskli olan ağız ortamı içerisine yerleştirilmektedir. Organik ve inorganik birçok bileşenlerin birlikte bulunduğu bir vücut sıvısı olan tükürük, karışık ve değişken bir yapıdadır ayrıca ortamda devamlı bulunan su ve oksijen de korozyon üzerinde etkili olmaktadır (Jenkins 1978, Meyer vd. 2006). Metal ve alaşımlarının ağız içi restorasyonlarda kullanımına dair yapılan çalışmalarda çoğunlukla az veya çok bu metal ve alaşımların tükürük etkisi ile korozyona uğradıkları görülmektedir (Benatti vd. 2000, Weber vd. 1985). Ağız içerisinde devamlı nemli olması ve sıcaklığın sürekli değişken olmasına ek olarak tüketilen katı ve sıvı gıdalardan kaynaklı pH değişimi, klor gibi agresif iyonlar, çiğneme hareketleri ile oluşan kuvvetler ve sıcaklıktaki değişkenlikler korozyon için oldukça uygun bir ortam hazırlamaktadır. Bunların dışında kişiden kişiye göre değişen pH değeri düşük tükürük, ilaçlar, sigara ve alkol kullanımı, özellikle florür içeren diş bakım ürünlerinin uygulanması ve diş fırçası uygulanmasının kuvveti gibi faktörler de korozyonu etkilemektedir (Brune vd. 1982, Kazancıoğlu vd. 2013). Ağız ortamı içerisinde korozyona karşı yüksek dirençli olmayan metallerin kullanılması, renk değişimleri, yüzey tahribatı ve malzeme yapısını etkileyen istenmeyen durumları meydana getirmektedir. Bunlara ek olarak korozyon ürünleri toksik etkiye sebep olabilir, biyolojik sistemi de olumsuz etkileyebilir (Bergman vd. 1980, Wright vd. 1982).

Ağız ortamı gibi korozifliği önlenemeyen ortamlarda korozyon ve oksidasyona karşı direnci yüksek olan soy metallerin tercih edilme olasılığı yüksektir. Altın bir soy metal olduğu için dirençli bir metaldir (Zaimoğlu vd. 1993). Ağız içi uygulamalarda, soy metaller dışındaki metal ve alaşımların kullanımı tercih edilecekse kimyasal kararlılığı

düşük olmasına rağmen koruyucu oksit tabaka oluşturarak korozyona karşı belli bir direnç gösterebilen krom, bakır, alüminyum gibi metaller veya bu metallerle yapılan kaplamalar tercih edilmelidir (Aksoy vd. 1993).

Diş tedavisi uygulamalarında uzun ömürlü ve dayanıklı olan altın ve altın alaşımlarında çok tercih edilmektedir. Altın ve alaşımları, biyouyumluluk ve korozyon dirençlerinin yüksek olması, üstün mekanik özellikleri, pasif-oturma sağlamak için gereken lehim işleminin kolaylığı ve yüksek dökülebilirlikleri gibi özelliklerinden dolayı implant materyali olarak çok tercih edilmektedir. Ancak altın alaşımlarının yüksek maliyetleri, estetik olmaması dezavantaj oluşturmaktadır (Başer 2014). Altın alaşımlarının mekaniksel özelliklerinin, saf altından üstün olması dolgu gibi dökme uygulamalarında kullanımını kolaylaştırmaktadır. Saf altın oranı %83'ten fazla olduğunda daha yumuşak alaşımlar meydana gelmekte ve bunlar fazla kuvvet uygulanmayacak alanlarda dolgu malzemesi olarak kullanılmaktadır. Saf altın oranı azaldıkça elde edilen alaşımlar daha sert olduklarından yüksek dayanıklılığa sahip olmakta ve kaplama malzemesi olarak kullanılmaktadır (Gümüşderelioğlu 2002). Dayanıklılığı yüksek alaşımlar elde etmek isteniyorsa yaklaşık %75' ten yüksek oranda saf altın ile sertlik derecesini yükselten bakır veya platin gibi metaller kullanılarak erime sıcaklıkları düşürülmektedir (Çırak ve Yakıncı 2020). Altın-bakır alaşımında kullanılan bakır dayanım gücünü arttırmaktadır. Bakır yerine platin elementi kullanılması da dayanım gücünü arttırmakta fakat platin miktarı fazla olduğunda işlenmesinin zorlaşması dezavantajdır. Yapılan bazı çalışmalar altın elementinin diş hekimliğinde kullanımında yüksek biyouyumluluk gösterdiğini ve bakır ile olan alaşımlarında bakır ve altın salınımının çok düşük olduğu yönündedir. Ancak bunun tersi çalışmalar da mevcuttur. Uzun yıllardır kullanılan amalgam dolguların estetik olmaması ve civa salınımının toksik etkiye sebep olması günümüzde hâlâ tartışmaları devam eden bir konudur. Bu sebeple, altın alaşımları amalgam dolguların yerine alternatif olarak değerlendirilmektedir.

Ağız ortamlarında tercih edilen metal ve alaşımlar altın oranı yüksek ise değerli, düşük ise değersiz olarak adlandırılmaktadır. Değerli metal alaşımlarının sahip oldukları yüksek korozyon dayanımı ve biyouyumluluk özellikleri gibi avantajlarına karşılık maliyetlerinin oldukça yüksek olması altın ve alaşımlarının biyomalzeme olarak

kullanımını güçleştirmektedir. Bu sebeple değersiz alaşımlar tüm dezavantajlarına rağmen düşük maliyetlerinden dolayı yine de yaygın olarak kullanılmaktadır (Şahin vd. 2009).

Fındık (2010) ve Fındık ve Turan (2012) çalışmalarına göre amalgam dolgularından vücuda alınan civa miktarının su, hava veya yiyeceklerle alınan miktardan çok daha düşük olduğu ve amalgamın uzun ömürlü, düşük maliyetli olmasından dolayı hala en çok tercih edilen dolgu maddesi olduğu belirtilmektedir. Yine aynı çalışmalar dolgu malzemesi olarak altının kullanılmasının hem pahalı hem de kısa ömürlü olduğunu öne sürmektedir (Fındık 2010, Fındık ve Turan 2012). Titanyum alaşımları daha ekonomik bir seçenek olarak görülse de bu alaşımların kullanımları için gereken işleme teknikleri ulaşılabilirliği zor ve oldukça pahalıdır. Bu nedenlerden dolayı altın ve titanyum alaşımlarından başka alaşımların kullanılmasına gerek duyulmuştur (Özkömür 2008).

2.9 Kaynak Özetleri

Diş hekimliğinde kullanılan altın ve alaşımlarının ağız ortamındaki korozyon davranışları konusunda daha önce yapılmış araştırmalar bulunmaktadır.

Bunlardan ilki 1963 yılında Fusayama ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir. Yapılan çalışmada altının ağız, hava ve yapay tükürük ortamlarında amalgam ile teması sağlanarak farklı zaman aralıklarında, metal yüzeyleri üzerindeki korozyon miktarı ölçülmüş, altın ve dental amalgam arasındaki reaksiyon mekanizmasını açıklayan bir teori önerilmiş ve tartışılmıştır (Fusayama vd. 1963).

Corso ve arkadaşları tarafından diş hekimliğinde kullanılan altın alaşımlarının korozyonu incelenmiştir. Üç ticari altın bazlı dental alaşım ve üç tane üçlü alaşım (Au-Ag-Cu) ile yapılan değerlendirmede soy metal miktarının altın bazlı alaşımlar için toplam korozyon direncini belirlemede önemli olduğu belirtilmiştir. Buna ek olarak mikro yapıların korozyon üzerinde etkisi olduğundan söz edilmektedir (Corso vd 1985).

1982 yılında, Brune ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada iki farklı altın alaşımı (Au-Ag-Cu) ve titanyumun yapay tükürükteki korozyonu incelenmiştir. Sonuç olarak, korozyon ürünlerinden biri olan bakır genellikle iyon halinde iken cam filtre üzerinde partikül veya dağılmış bir koloidal fazın bir bileşeni formunda önemli miktarda altın tutulduğu gözlenmiştir (Brune vd. 1982).

Benzer bir çalışma Lappalainen ve Yli-urpo tarafından 1987 yılında yapılmıştır. Çalışmada bazı altın alaşımlarının ve amalgamların korozyonunda salınan elementler araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, çinko ve gümüş çoğu alaşımdan salınırken, altının yalnızca iki alaşımdan salındığı belirlenmiştir. Bakırın ise amalgamlardan salındığı ancak altın alaşımlarından salınmadığı gözlenmiştir (Lappalainen ve Yli- Urpo 1987).

Nakagawa ve arkadaşları 1992 yılında mikroyapıların diş hekimliğinde kullanılan altın alaşımlarının korozyon davranışı üzerindeki etkisini incelemiştir. Farklı oranlarda altın, bakır, gümüş ve paladyum içeren yedi alaşımın korozyon dirençleri belirlenmiştir. Sonuç olarak iki fazlı bölgelerde galvanik etki gözlenmiştir (Nakagawa vd 1992).

2005 yılında, Manaranche ve Hornberger tarafından yapılan çalışmada diş hekimliğinde kullanılan alaşımların korozyon ve biyouyumluluğu değerlendirilmiştir. Yapılan çalışmalar sonucunda çinko ve bakırın, soy metal içeren alaşımlar tarafından en çok salınan iki metal iyonu olduğu tespit edilmiştir. Ancak, salınan miktarların çok düşük konsantrasyonlarda olmasından dolayı sitotoksik etkilere neden olmayacağı ifade edilmiştir (Manaranche ve Hornberger 2005).

Başka bir çalışma 2006 yılında Upadhyay ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada ise aralarında altın alaşımlarının da bulunduğu farklı dental malzemeler ve çeşitli korozyon tipleri tanımlanmış, daha önce elde edilmiş olan bulgular kısaca gözden geçirilerek mümkün olduğunca korozyona uğramayan malzemelerin seçilmesi önerilmiştir (Upadhyay vd. 2006).

Elshahawy ve Watanebe tarafından 2014 yılında diş protezlerinde kullanılan dental alaşımların biyouyumluluğu üzerine yapılan bir derlemede altın alaşımından salınan elementlerin *in vitro* (hücre kültürlerinde) sitotoksik etki gösterdiği, bu nedenle altın alaşımının tamamen inert ve ağız dokuları ile biyolojik olarak uyumlu olmadığı belirtilmiştir (Elshahawy ve Watanabe 2014).



3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Elektrot Materyalleri

Karşıt (Yardımcı) Elektrot: Spiral platin tel elektrot, çalışma elektrotlarının elektrot potansiyellerinin hesaplanmasında yardımcı elektrot olarak kullanılmıştır.

Referans Elektrot: Elektrot potansiyelleri zamanla çok az değiştiği için değişmez kabul edilen elektrotlardır. Gümüş /gümüş klorür elektrot kullanımı tercih edilmiştir. Bu referans elektrot, gümüş klorür tuzu ve doygun potasyum klorür çözeltisine daldırılmış bir gümüş elektrottur.



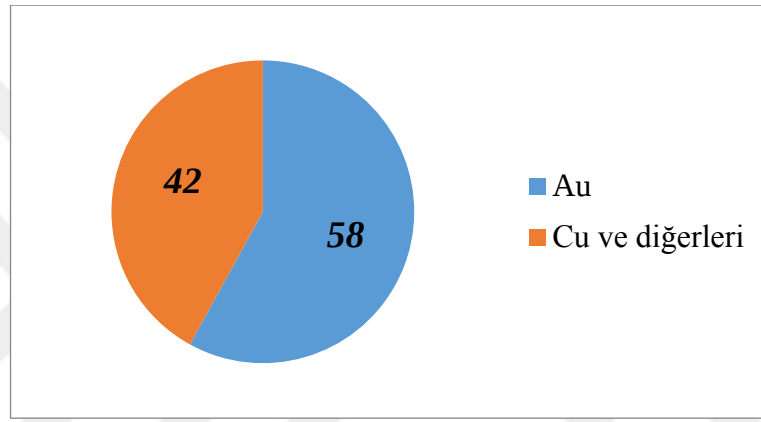
Çalışma Elektrotları: Çalışma elektrotu olarak 3 mm yarı çapında bakır elektrot, 1 mm yarı çapında altın elektrot, 1 mm yarı çapında 22 ayar altın elektrot, 1,1 mm yarı çapında 18 ayar altın elektrot ve 1 mm yarı çapında 14 ayar altın elektrot kullanılmıştır. (Çizelge 3.1)

Çizelge 3.1 Çalışma elektrotu olarak kullanılan metallerin çap, yarı çap ve yüzey alanı değerleri

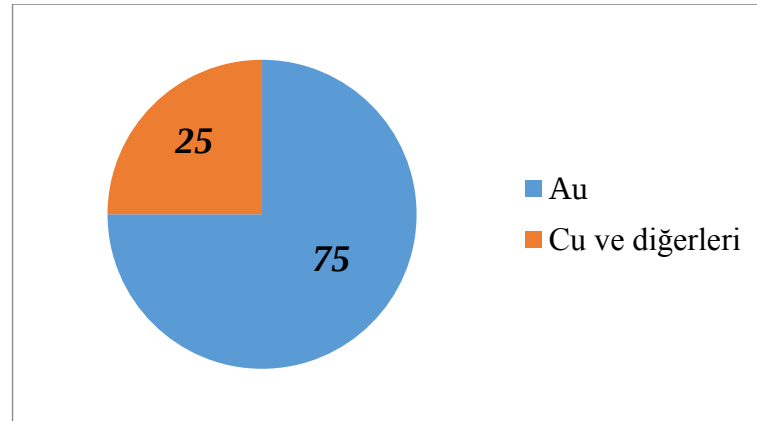
	R (mm)	R (cm)	r (cm)	πr^2
Cu	3	0,3	0,15	0,07065
14 ayar Au	1	0,1	0,05	0,00785
18 ayar Au	1,1	0,11	0,055	0,00950
22 ayar Au	1	0,1	0,05	0,00785
24 ayar Au	1	0,1	0,05	0,00785

Çalışma elektrotu olarak kullanılan 24 ayar altın içinde başka metal bulunmayan % 100 saf altını ifade etmektedir. Her bir ayar (karat), altının bütününe 24'te biridir. Örneğin,

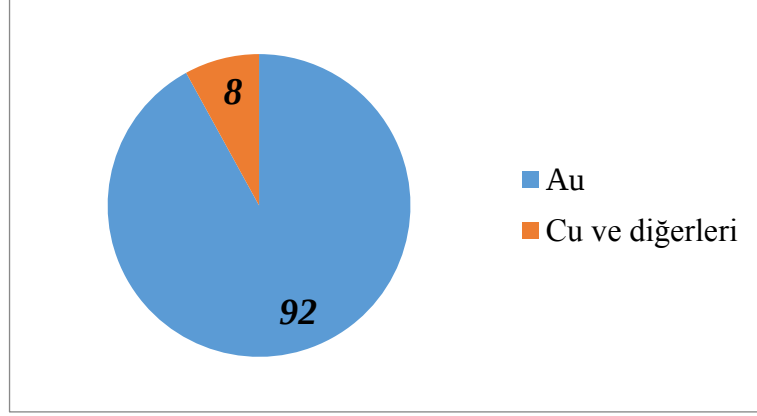
bir bileziğin 24'te 22'si altınsa 22 ayar, 24'te 18'i altınsa 18 ayar, 24'te 14'ü altınsa 14 ayar olarak adlandırılmaktadır. 22 ayar altın yaklaşık %92 saf altın, %8 bakır ve diğer metalleri içermektedir. 18 ayar altın yaklaşık %75 saf altın, %24 bakır ve diğer metallerden oluşmaktadır. 14 ayar altında ise saf altın oranı %58, bakır ve diğer metallerin oranı yaklaşık %42'e kadar çıkmaktadır. Kullanılan üç alaşım içinde altın oranları diğer metallerin oranından yüksek olmaktadır. Bakır miktarları ise diğer metallerin varlığından dolayı net olarak bilinmese de altın miktarına göre oldukça düşük olduğu görülmektedir.



Şekil 3.1 14 ayar altın alaşımında altın ve diğer metallerin bulunma miktarları



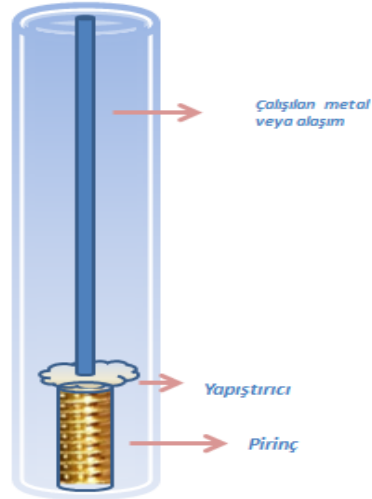
Şekil 3.2 18 ayar altın alaşımında altın ve diğer metallerin bulunma miktarları



Şekil 3.3 22 ayar altın alaşımında altın ve diğer metallerin bulunma miktarları

3.2 Elektrotların Hazırlanması

Silindirik çalışma elektrotları silindir teflon içerisine yapıştırıcı kullanılarak yerleştirilmiş, bakır tel ile iletkenlik sağlanmış ve döner disk elektrot haline getirilmiştir. Silindirin tabanlarının bir ucu cihaza bağlanacak şekilde pirinç ile kaplanmıştır. Diğer taban ise çalışma için kullanılmak için seçilen metal ile lehimlenmiştir. Bu sayede çalışma elektrotları elde edilmiş ve iletkenlik kontrolleri yapılmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Çalışma elektrotunun şematik gösterimi

3.3 Deney Ortamları

Ağız ortamları her kişiye ve koşula göre değişkenlik gösterir. Bu değişkenlik gıdalar, bakteriyel aktivite, ilaçlar, sigara içmek, ağız hijyeni gibi çeşitli sebeplerden kaynaklanmaktadır. (Bayindir vd. 2010). Bu yüzden deneyler çeşitli ağız ortamlarında gerçekleştirilmiştir. Çalışma elektrotlarının korozyon performanslarının ölçülmesinde aşağıdaki 7 korozif çözelti kullanılmıştır.

i) **0,1M Sodyum Klorür (NaCl)** : Nötr ağız ortamlarında metal malzemelerin korozyon özelliklerini ölçmek için deney ortamı olarak kullanılmıştır. (M_A : 58,44 g/mol)

$$1L \times \frac{0,1mol}{L} \times \frac{58,5g}{1mol} = 5,85g \text{ NaCl alınır deiyonize su ile 1 litreye tamamlanır.}$$

ii) **0,1M Sitrik Asit (C₆H₈O₇)** : Yapısında 2 tane karboksilik asit grubu vardır. Dış hekimliğinde kullanılan metal malzemeler üzerinde limon gibi asidik özelliği olan yiyecek ve içeceklerin etkisini ölçmek için deney ortamı olarak tercih edilmiştir. (M_A : 192,124 g/mol)

$$1L \times \frac{0,1mol}{L} \times \frac{192,124g}{mol} = 19,2124g \text{ C}_6\text{H}_8\text{O}_7 \text{ alınır deiyonize su ile 1 litreye tamamlanır.}$$

iii) **%10 Karbamid Peroksit (CH₄N₂O.H₂O₂)** : Üre hidrojen peroksit olarak da bilinir. Dış temizleme malzemelerinde beyazlatıcı etkisiyle kullanılan bir kimyasaldır. (M_A : 94,07 g/mol)

100 g CH₄N₂O.H₂O₂ alınır 0,1M fosfat tamponu ile 1 litreye tamamlanır.

iv) **Gargara** : Ağız çalkalama suyu olarak oldukça sık kullanılan gargaraların diş hekimliğinde kullanılan metaller üzerindeki etkisini değerlendirebilmek için tercih edilmiştir. Listerine Zero 500 mL satın alınarak kullanılmıştır.

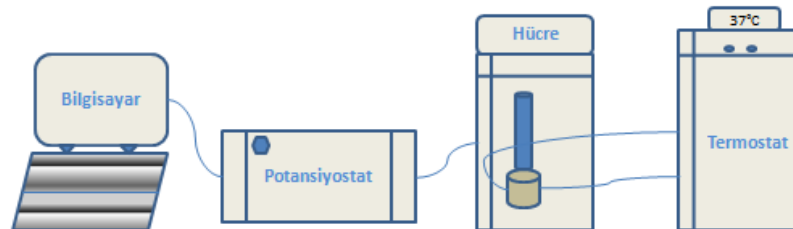
v) **Yapay Tükürük** : Devamlı ağız ortamında bulunan metal malzemeler çeşitli sebeplerden dolayı korozyona uğrayabilir. Metaller en aktif olarak tükürük ile temas halinde bulundukları için yapay tükürük çözeltisi hazırlanarak korozyon parametreleri ölçülmüştür. ($\text{pH} \approx 5,2$) 0,4 g NaCl, 0,4 g KCl, 0,795g $\text{CaCl}_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$, 0,690g $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$, 0,005g $\text{Na}_2\text{S} \cdot 9\text{H}_2\text{O}$ karıştırılarak 1 Litreye tamamlanır (Fusayama vd. 1963, Kedici vd. 1998).

vi) **Yapay Tükürük + %10 Karbamid Peroksit** : Hazırlanan yapay tükürük ve %10 karbamid peroksit çözeltileri 1:1 oranında karıştırılarak kullanılır.

vii) **Yapay Tükürük + Gargara** : Hazırlanan yapay tükürük çözeltisi ve satın alınan Listerine Zero 1:1 oranında karıştırılarak kullanılır.

3.4 Deney Sisteminde Kullanılan Cihazlar

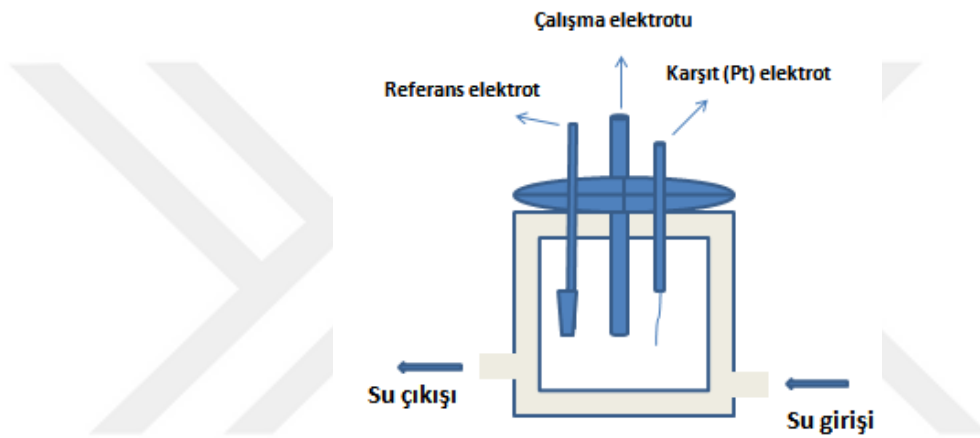
Deneylerimizi gerçekleştirmek için kullandığımız elektrokimyasal deney düzeneği sistemi şekil 3.5’de verilmiştir. Termostat olarak PolyScience Model 9106 Termostat, korozyon hücresi olarak BAS Döner Disk Elektrot içerisine yerleştirilmiş hücre, potansiyostat olarak ise CH-Instrument 660B Potansiyostat kullanılmıştır.



Şekil 3.5 Deney düzeneğinin şematik gösterimi

PolyScience Model 9106 Termostat : Sıcaklık ayarlamak için kullanılmıştır. Çift cidarlı cam hücre içerisinde belirlenen sıcaklıktaki suyun dolaşımı ile sıcaklık istenilen düzeyde sabit tutulmaktadır. Deneyler ağız ortamları için uygun olan yaklaşık 37°C de gerçekleştirilmiştir.

BAS Döner Disk Elektrot : Yaklaşık 200-250 mL hacminde korozyon hücresine sahiptir (Şekil 3.6). Üçlü elektrot sisteminin bir elektrolit içerisinde hücre standı ile sabit tutmak veya gerekli durumlarda karıştırmak amacıyla kullanılmıştır.



Şekil 3.6 Üçlü elektrot sistemini içeren korozyon hücresinin şematik gösterimi

CH-Instrument 660B Potansiyostat: Tüm elektrokimyasal ölçümlerin bilgisayar kontrollü olarak alınmasında kullanılmıştır. Bu cihaz güç kaynağı olarak kullanılarak potansiyel-zaman eğrileri, AC-empedans eğrileri ve Tafel Ekstapolasyon eğrileri elde edilerek korozyon testleri gerçekleştirilmiş, bu eğriler ise korozyon hızı ve diğer korozyon parametrelerinin hesaplanmasında kullanılmıştır. Akım miktarı ayarlanarak kontrollü bir şekilde elektroliz devresine aktarılır bu sayede metalin potansiyeli ölçülebilmektedir. Potansiyostatlar artı uç çalışma elektrotuna, eksi uç katot olarak davranacak karşıt elektrota ve referans uç karşılaştırma için kullanılacak elektrota bağlanmak üzere üç uca sahiptir. (Yalçın vd. 1998). Bir metal korozyona uğradığında kendisi ile birlikte elektrolit içerisindeki iyonları arasında bir potansiyel fark oluşur. Potansiyostat aracılığıyla dış devreden geçen potansiyel ayarlanarak korozyon hızı değiştirilebilir. Potansiyostatlar ile genellikle anodik polarizasyon eğrisi elde edilir. Eğer korozyon potansiyelinden daha negatif bir potansiyel değeri seçilirse o zaman

katodik polarizasyon eğrisi de elde edilebilir. Seçilen metal elektrot korozyon hücresi içerisine yerleştirilir. Metal üzerinde korozyon reaksiyonları başlarken dış devre ile metal potansiyeli pozitif yöne kaydırılır. Sistem dengeye gelince dış devreden geçen akım ölçülür (Henthorne 1972).

3.5 Yöntem

Tüm elektrokimyasal işlemlerin gerçekleştirilmesinde materyal bölümünde bahsedilen elektrotlar kullanılmıştır. Ölçümler üç elektrot tekniği ile $37^{\circ}\text{C} \pm 0,1$ sıcaklığında 0,1 M NaCl, 0,1 M SA, %10 KP, Gargara, YT, YT+KP, YT+Gargara çözeltileri içerisinde gerçekleştirilmiştir. Her ölçümden önce çalışma elektrotlarının yüzeyi 400 ve 1200 grit zımpara kağıtları kullanılarak parlatılmıştır. Bu elektrotlar korozyon hücresine yerleştirilmeden önce ise metal yüzeyi sırasıyla 0,15 M HCl çözeltisinde 20 saniye bekletilmiş ve ardından ultra saf su ile iyice yıkanarak temizlenmiştir. Bütün elektrokimyasal ölçümler çalışma elektrotları atmosfere açık ve yaklaşık 250 mL elektrolit içeren korozyon hücresi içerisinde gerçekleştirilmiştir. Deneysel çalışmalarda termostat aracılığı ile istenilen sıcaklığa ulaşan korozyon hücresi içerisine, çalışılan deney çözeltisi doldurulmuş ve bu elektrolite daldırılmış üç elektrot da potansiyostatın üç ucuna bağlanarak akım gönderilmiştir. Böylece metallerin açık devre potansiyellerinin zamanla değişimi (OCP), alternatif akım empedansı (AC) ve akım-potansiyel eğrileri elde edilmiştir. Potansiyelin zamanla değişimini gösteren OCP eğrileri tepkime sonucunda oluşan korozyon ürünlerine dair bilgi verirken, AC empedans eğrileri de bu ürünlerinin etki mekanizmasına dair bilgi edinmemize yardımcı olmaktadır. Akım-potansiyel eğrileri ise korozyon hızı ve diğer korozyon parametrelerinin hesaplanmasında kullanılmaktadır.

Korozyon hızı hesaplamasında 3 farklı yol izlenmiştir. Tafel ekstrapolasyon yöntemi ile elde edilen direnç R_p , korozyon hızı ise **Tafel** – i_{kor} olarak verilmiştir. Elde edilen bu R_p değeri Stern-Geary denkleminde kullanılarak **SG** – i_{kor} hesaplanmaktadır. Lineer polarizasyon yöntemiyle elde edilen eğrilerin eğiminden hesaplanan direnç değeri R_p (LP) olarak verilmiştir. Bu değer Stern-Geary denkleminde kullanılarak **LP** – i_{kor} elde edilmiştir.

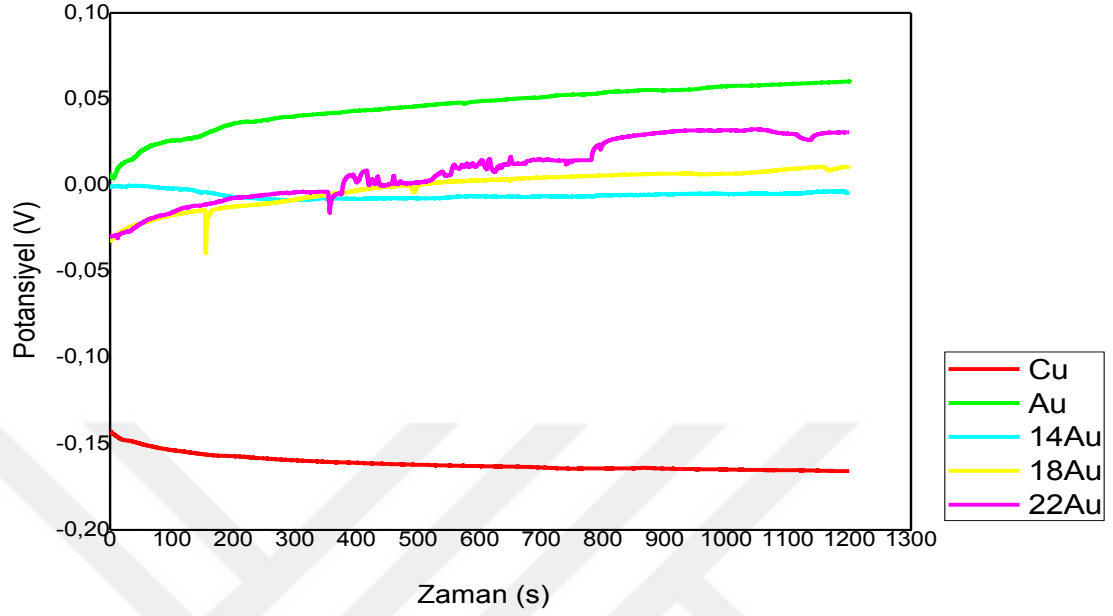
4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Deneyler 7 farklı ağız ortamında bakır, saf altın, 22 ayar altın, 18 ayar altın, 14 ayar altın ve saf bakır için yapılmıştır. Yapılan deney sonuçları kullanılarak Tafel ekstrapolasyon yöntemi, lineer polarizasyon yöntemi ve Stern-Geary eşitliği kullanılarak korozyon hızları hesaplanmıştır. 0,1 M Sodyum klorür, 0,1 M Sitrik Asit, %10 Karbamid Peroksit, Gargara, Yapay Tükürük, Yapay Tükürük + %10 Karbamid Peroksit, Yapay Tükürük + Gargara ortamlarında çalışılarak belirlenmiş olan ortalama potansiyel-zaman eğrileri, akım-potansiyel eğrileri, lineer polarizasyon eğrileri ve bu eğrilerden yararlanılarak belirlenmiş olan korozyon parametreleri çizelge 4.1 – 4.7’de gösterilmiştir.

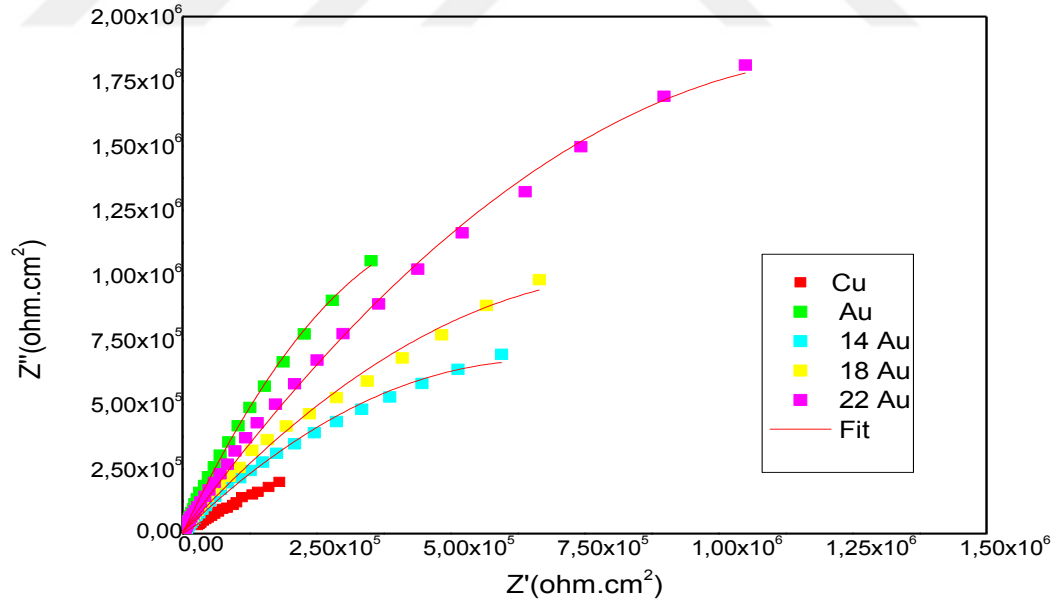
Potansiyel-zaman grafikleri çizilirken, elektrotlarında 20 dakika boyunca meydana gelen potansiyel değişimleri incelenmiştir. Bu potansiyel değişimler; elektrot yüzeyinde meydana gelen reaksiyonlar, oluşan korozyon ürünleri ve bu ürünlerin korozyon hızı üzerindeki olumlu-olumsuz etkileri hakkında yorumlamalarda dikkate alınmıştır. Elektrolit ortam ve çalışma elektrotunun farklılığına göre oluşan etkilerin sonuçları değişkenlik göstermektedir.

AC-Empedans grafikleri elektrotun çözeltiye gösterdiği direnç ile ilgilidir. Yük transfer direncinin, gerçek (Z') ve sanal (Z'') eksenleri incelenmektedir. Elektrot-çözelti arasında yüzeyde meydana gelen reaksiyonun mekanizması hakkında bilgi verir. Akım-potansiyel eğrilerinde; potansiyel ve akımın değişimi incelenerek, elde edilen anodik ve katodik eğrilere çizilen teğetin denge potansiyeli ile kesiştikleri noktaya karşılık gelen akım yoğunluğundan korozyon hızı belirlenmektedir. Ayrıca çizilen teğetlerin eğiminden β_a ve β_c değerleri hesaplanabilmektedir. Lineer Polarizasyon grafiklerinde ise denge potansiyelinden 10 mV anodik, 10 mV katodik yönde potansiyel değerleri alınarak, bu potansiyel değerlerine karşılık gelen akım yoğunluğu grafiğe geçirilmiştir. Elde edilen eğrinin eğiminden ise direnç hesaplanmıştır.

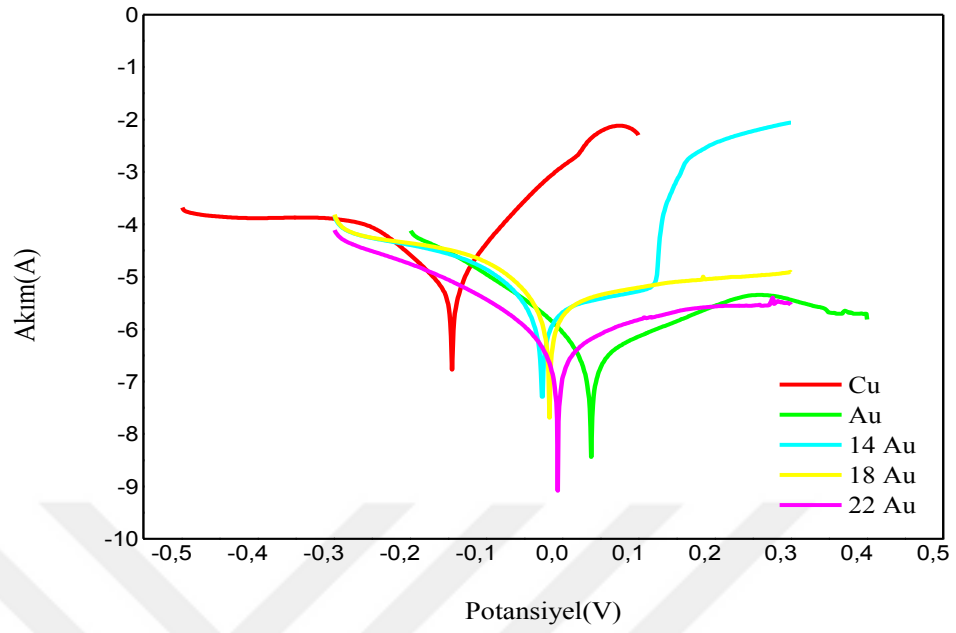
4.1 0,1 M Sodyum Klorür Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi



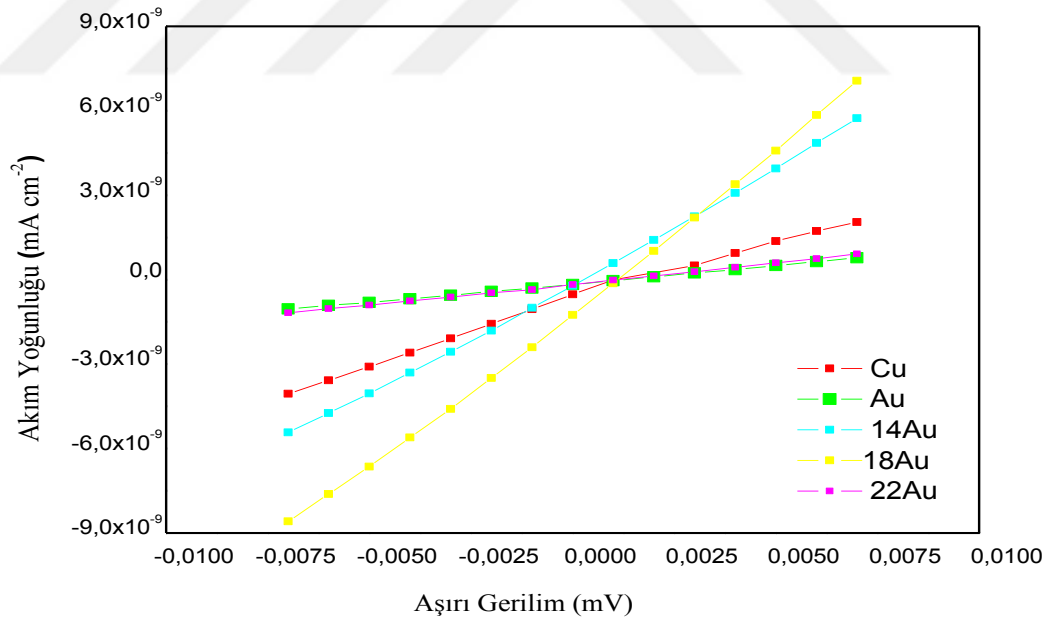
Şekil 4.1 37°C’de 0,1 M Sodyum Klorür ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri



Şekil 4.2 37°C’de 0,1 M Sodyum Klorür ortamında çalışma elektrotlarının Z'-Z'' eğrileri



Şekil 4.3 37°C'de 0,1 M Sodyum Klorür ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri



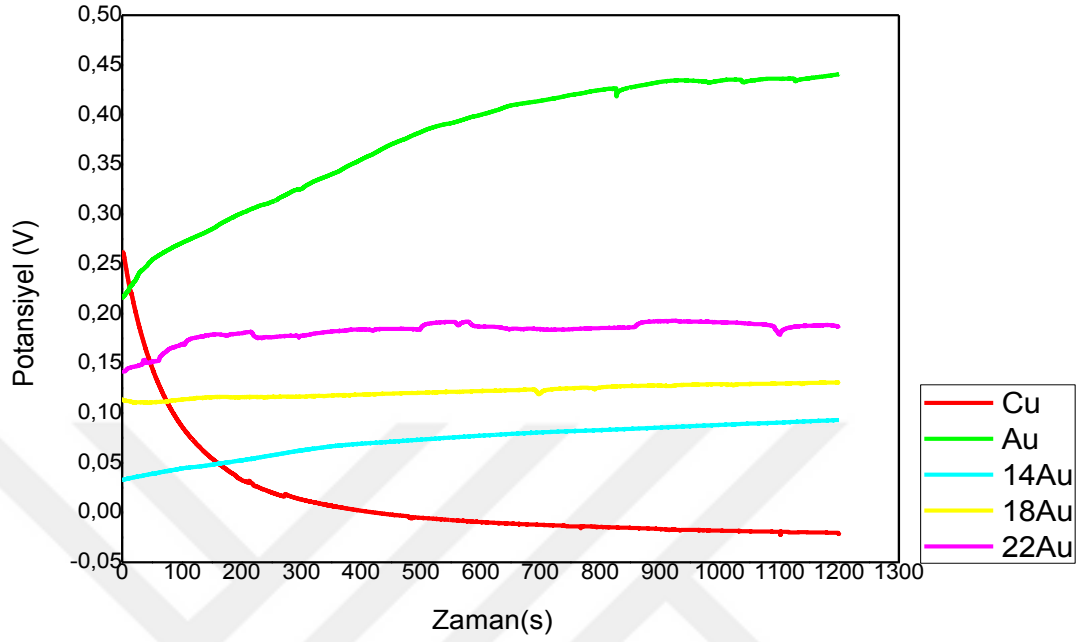
Şekil 4.4 37°C'de 0,1 M Sodyum Klorür ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri

Çizelge 4.1 Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının 0,1 M Sodyum Klorür ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri

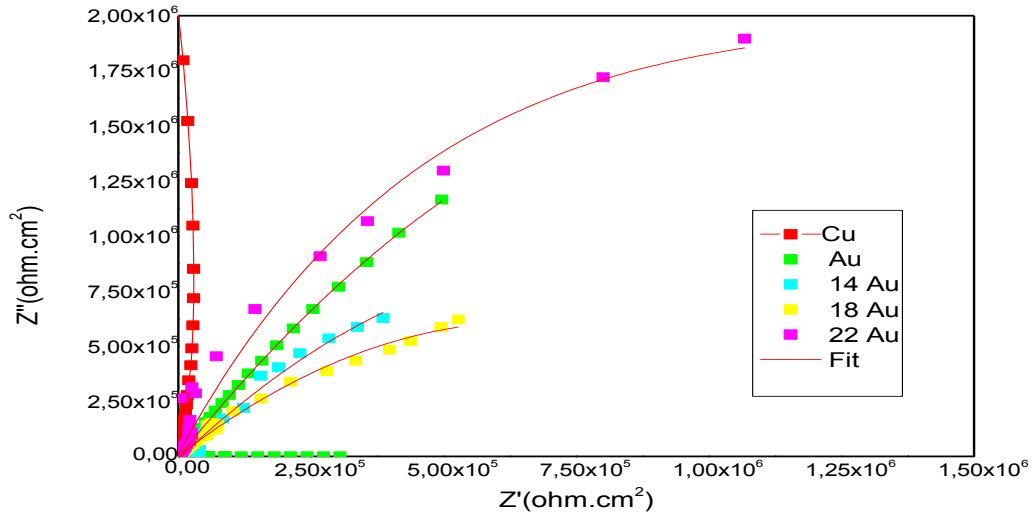
	E_{kor} (V)	$-\beta_c$ (mV/dec)	β_a (mV/dec)	R_p (ohm.cm ²)	$R_p (LP)$ (ohm.cm ²)	i_{kor} (log $\mu\text{A}/\text{cm}^2$)		
						<i>Tafel</i>	<i>LP</i>	<i>S-G</i>
Cu	-0,143	157	73	1585	1413	13,9	15,3	13,7
14 Au	-0,026	186	209	10441	10249	4,35	4,17	4,09
18 Au	-0,017	206	388	8418	9500	7,01	6,15	6,94
22 Au	-0,006	126	256	53401	65417	0,71	0,56	0,69
24 Au	0.036	103	177	59427	78500	0,48	0,36	0,47

0,1 M NaCl ortamında potansiyel değeri en düşük olan elektrot bakır, en yüksek olan elektrot ise 24 ayar altın olarak bulunmuştur. Korozyon potansiyelleri pozitifte kaydırıldığı zaman korozyon yavaşlamaktadır. Beklenildiği gibi bu ortamda alaşımların içerisindeki bakır miktarı azaldıkça genellikle korozyon hızının da azaldığı görülmüştür. Bu duruma sadece 18 ayar altın uyum göstermemiştir. Bunun sebebi çözünür bileşikler oluşturması olarak yorumlanabilir. Şekil 4.2’de en dışta kalan 24 ayar altının direncinin en yüksek, bakırın ise direncinin en düşük olduğu görülmektedir bu değerler Çizelge 4.1 de verilen direnç değerleri ile uyumluluk göstermektedir. Direnci yüksek olan metallerin korozyona karşı daha dayanıklı olduğu bilinmektedir. Sonuçlar yorumlandığında direnci en yüksek olan 24 ayar altının korozyon hızı bu ortamda en düşük çıkmıştır. Şekil 4.3 eğrileri sonucu hesaplanan *Tafel* – i_{kor} değeri bulunan diğer iki korozyon hızı değeriyle paralellik göstermektedir.

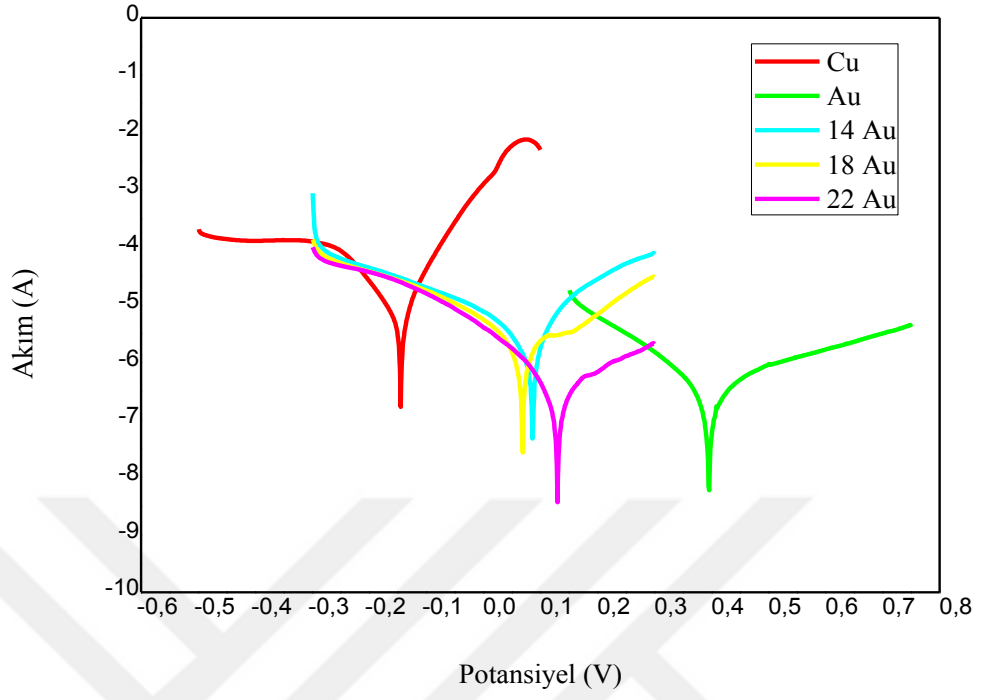
4.2 0,1 M Sitrik Asit Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi



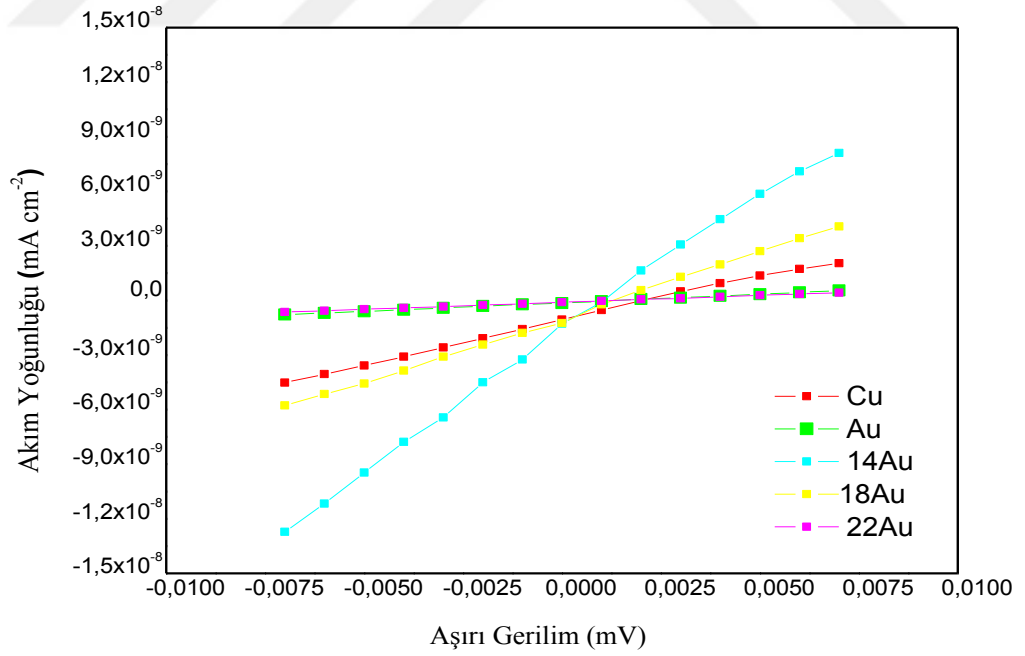
Şekil 4.5 37°C'de 0,1 M Sitrik Asit ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri



Şekil 4.6 37°C'de 0,1 M Sitrik Asit ortamında çalışma elektrotlarının Z' - Z'' eğrileri



Şekil 4.7 37°C’de 0,1 M Sitrik Asit ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri



Şekil 4.8 37°C’de 0,1 M Sitrik Asit ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri

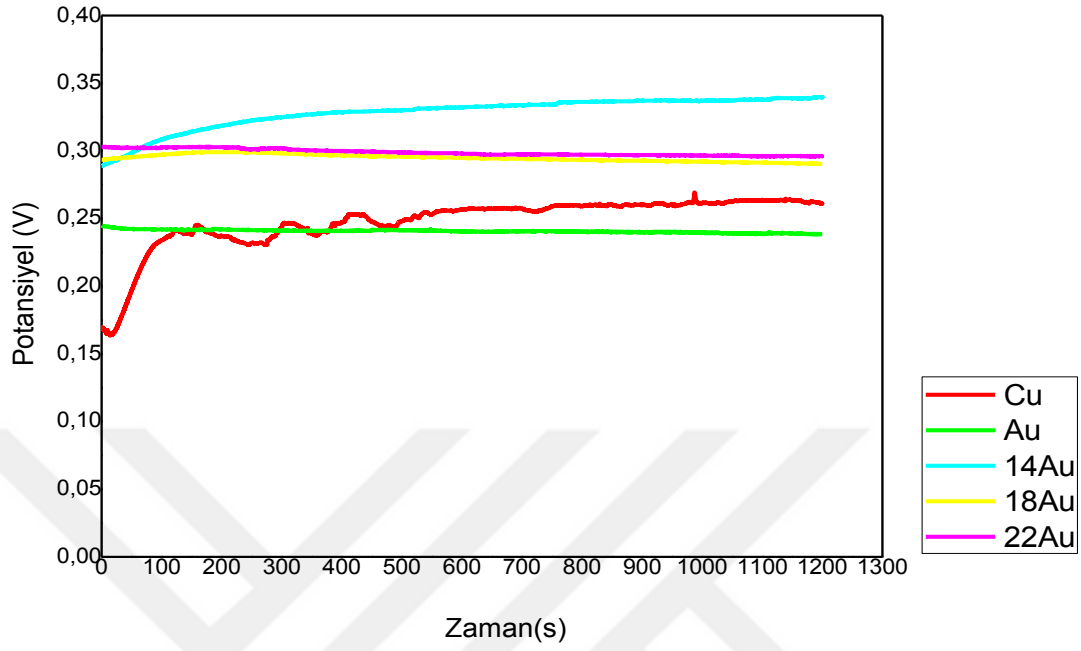
Çizelge 4.2 Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının 0,1 M Sitrik Asit ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri

	E_{kor} (V)	$-\beta_c$ (mV/dec)	β_a (mV/dec)	R_p (ohm.cm ²)	$R_p (LP)$ (ohm.cm ²)	i_{kor} (log $\mu\text{A}/\text{cm}^2$)		
						Tafel	LP	SG
Cu	0,015	283	111	1320	1515	26,2	27,5	22,9
14 Au	0,067	190	171	24196	16136	1,18	2,42	1,62
18 Au	0,074	185	136	14247	13810	3,63	2,46	2,39
22 Au	0,124	132	206	165476	153056	0,42	0,23	0,26
24 Au	0.396	147	302	79910	81407	0,53	0,53	0,54

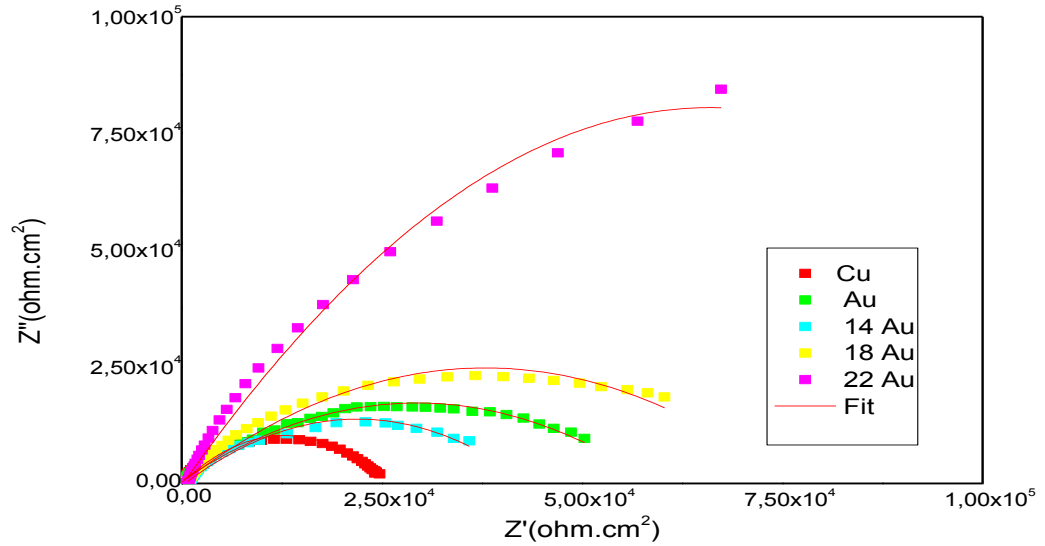
0,1 M Sitrik Asit ortamında elektrotların içerisinde bulunan altın miktarı arttıkça elektrot potansiyelleri pozitif kayarken korozyon hızları genellikle azalmaktadır. Benzer davranışı R_p de göstermektedir. Direnç arttıkça i_{kor} azalmaktadır. Direnç değeri en yüksek olan 22 ayar altının korozyon hızı en düşüktür. Bu durum lineer polarizasyon ve Tafel ekstrapolarizasyon yöntemleri için de geçerlidir.

Bu ortam için en uygun alaşım 22 ayar altındır. Bu ortam için saf altın üzerine eklenen düşük bakır miktarı korozyona karşı direnç oluştururken, bakır miktarı arttıkça korozyon hızı artmaktadır. 18 ayar altının korozyon hızı bu ortamda da 14 ayar altından yüksek çıkmıştır. Bunun sebebi oluşan korozyon ürünlerinin çözünürlüğünün yüksek olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Bulunan R_p ve $R_p (LP)$ değerleri paralellik göstermektedir. 3 farklı yolla elde edilen korozyon hızı değerleri de aynı şekilde birbirleriyle uyumludur.

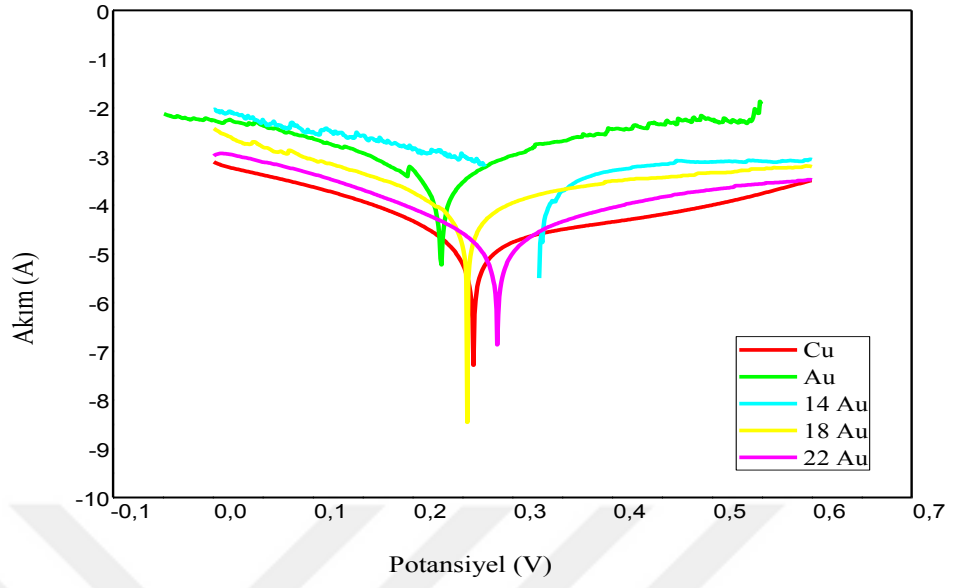
4.3 %10 Karbamid Peroksit Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi



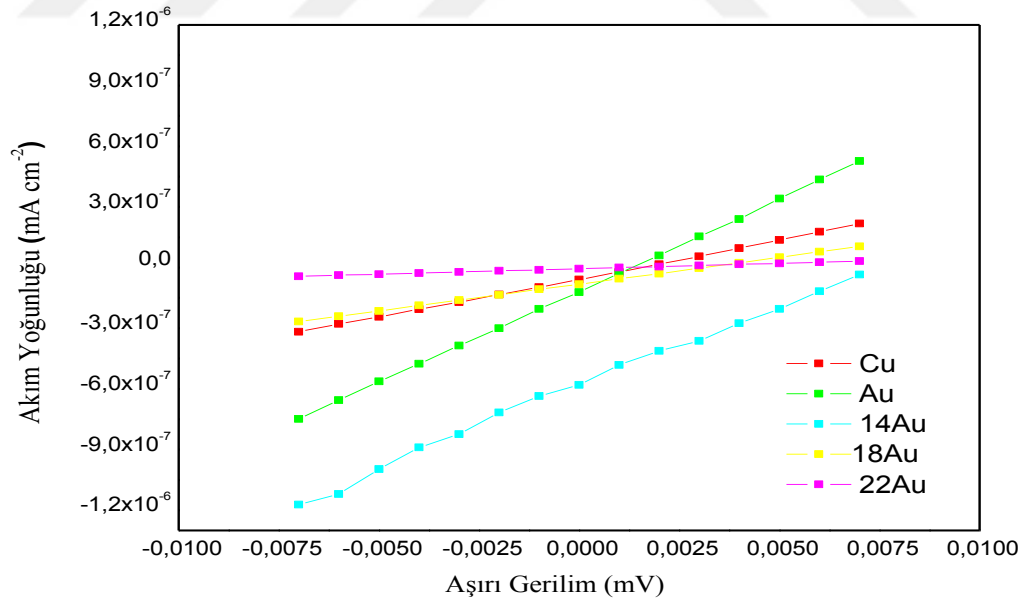
Şekil 4.9 37°C'de %10 Karbamid Peroksit ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri



Şekil 4.10 37°C'de %10 Karbamid Peroksit ortamında çalışma elektrotlarının Z' - Z'' eğrileri



Şekil 4.11 37°C’de %10 Karbamid Peroksit ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri



Şekil 4.12 37°C’de %10 Karbamid Peroksit ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri

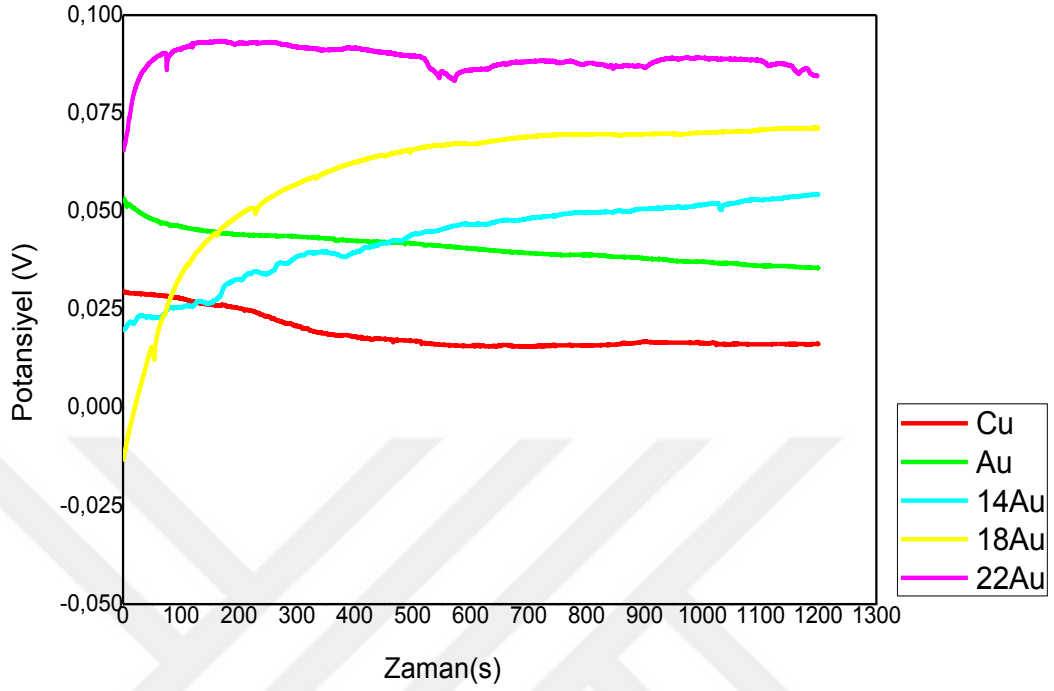
Çizelge 4.3 Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının %10 Karbamid Peroksit ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri

	E_{kor} (V)	$-\beta_c$ (mV/dec)	β_a (mV/dec)	R_p (ohm.cm ²)	$R_p (LP)$ (ohm.cm ²)	i_{kor} (log $\mu\text{A}/\text{cm}^2$)		
						<i>Tafel</i>	<i>LP</i>	<i>SG</i>
Cu	0,345	188	310	1376	1766	16,4	28,8	36,9
14 Au	0,329	240	427	87	93	769	720	767
18 Au	0,257	161	275	393	369	131	119	112
22 Au	0,286	129	195	1651	1682	23,5	20,0	20,4
24 Au	0,231	172	176	93	99	448	382	406

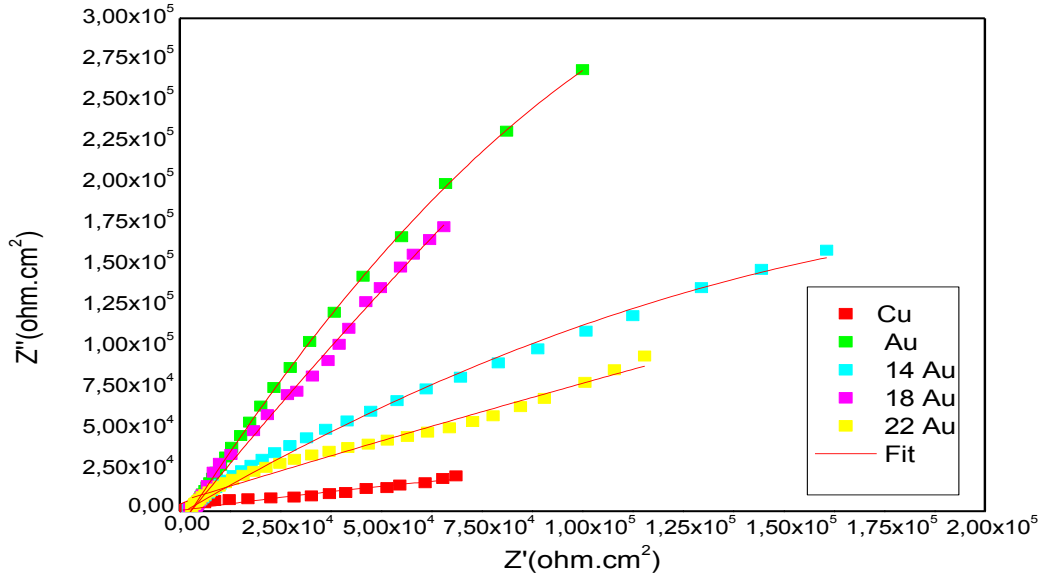
%10 KP ortamında da i_{kor} ile direnç değerleri paralellik gösterirken i_{kor} ve E_{kor} değerleri beklenen paralellliği göstermemektedir. Bu çözeltinin saf altın için oldukça korozif bir ortam olduğu görülmektedir. Çünkü diğer ortamlara göre asitlik derecesi oldukça yüksektir. Bunun olası bir sebebi ortamın fazla korozif olmasından dolayı çözünmenin yüksek olması ve iyonların çözeltiye geçmesi sonucu yüzeyin savunmasız kalması olabilir. Bu nedenle de korozyon hızları diğer ortamlara göre yüksektir. Bakırın korozyon hızının düşük olması ise çözünen Cu^{+2} iyonlarının koruyucu tabaka oluşturarak korozyonu yavaşlatması ihtimalini düşündürmektedir.

Direnç değeri arttıkça korozyon hızları azalmaktadır. Bu ortamda 22 ayar altın ve saf bakırın direnci yüksek olduğundan korozyon hızları diğer elektrotlara göre düşük çıkmaktadır. 14 ayar altının ise direncinin çok düşük olmasından dolayı bu ortamda en yüksek korozyon hızına sahiptir. Farklı yöntemlerle hesaplanan direnç değerleri ve korozyon hızları tutarlılık göstermektedir.

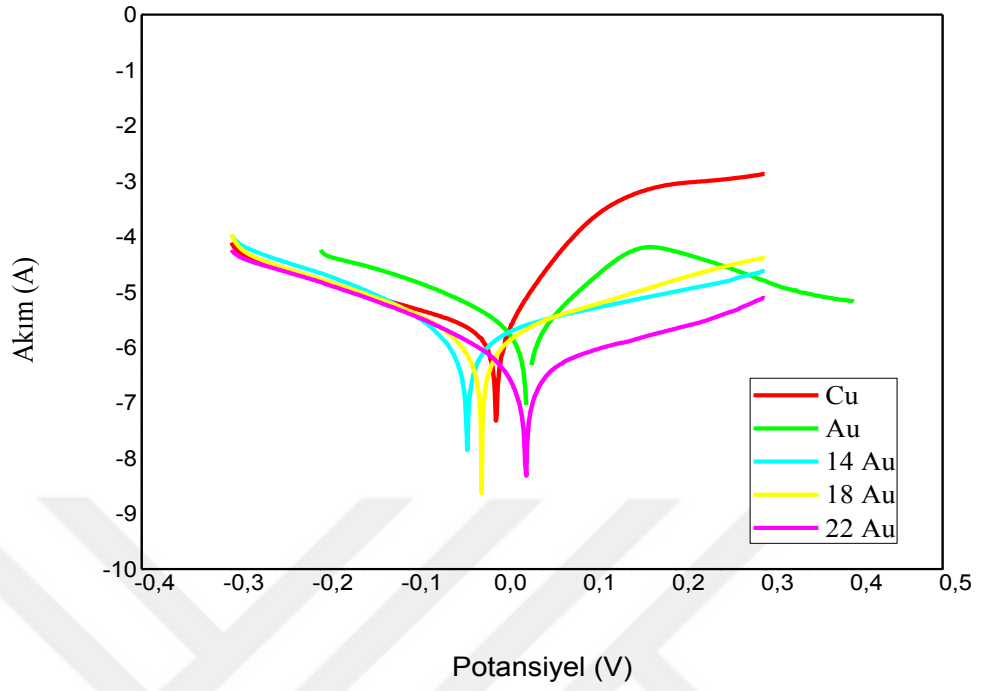
4.4 Gargara Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi



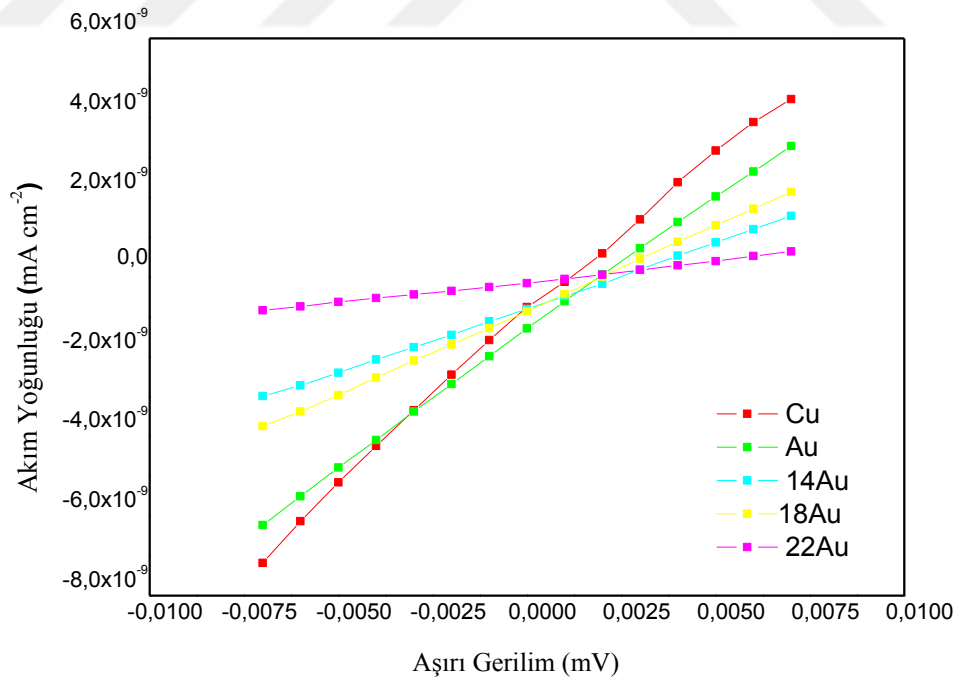
Şekil 4.13 37°C'de Gargara ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri



Şekil 4.14 37°C'de Gargara ortamında çalışma elektrotlarının Z' - Z'' eğrileri



Şekil 4.15 37°C’de Gargara ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri



Şekil 4.16 37°C’de Gargara ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri

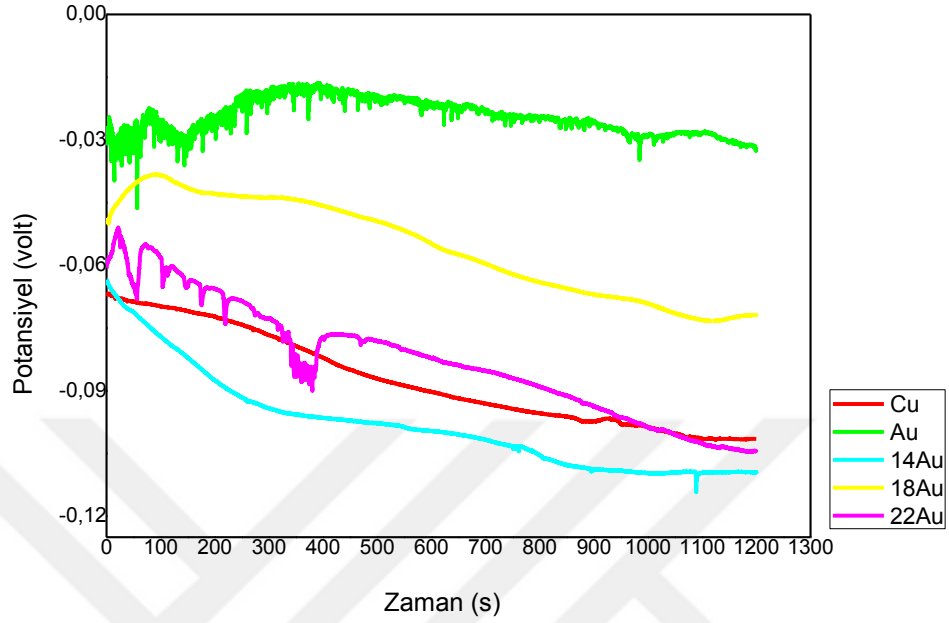
Çizelge 4.4 Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının Gargara ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri

	E_{kor} (V)	$-\beta_c$ (mV/dec)	β_a (mV/dec)	R_p (ohm.cm ²)	$R_p (LP)$ (ohm.cm ²)	i_{kor} (log $\mu\text{A}/\text{cm}^2$)		
						<i>Tafel</i>	<i>LP</i>	<i>SG</i>
Cu	-0,002	213	77	9067	8925	2,75	2,75	2,71
14 Au	-0,020	127	257	24445	23986	1,48	1,54	1,51
18 Au	-0,018	157	203	25118	28500	1,76	1,35	1,53
22 Au	0,031	140	240	74274	78500	0,52	0,49	0,52
24 Au	0,036	154	208	11990	11370	2,76	3,38	3,20

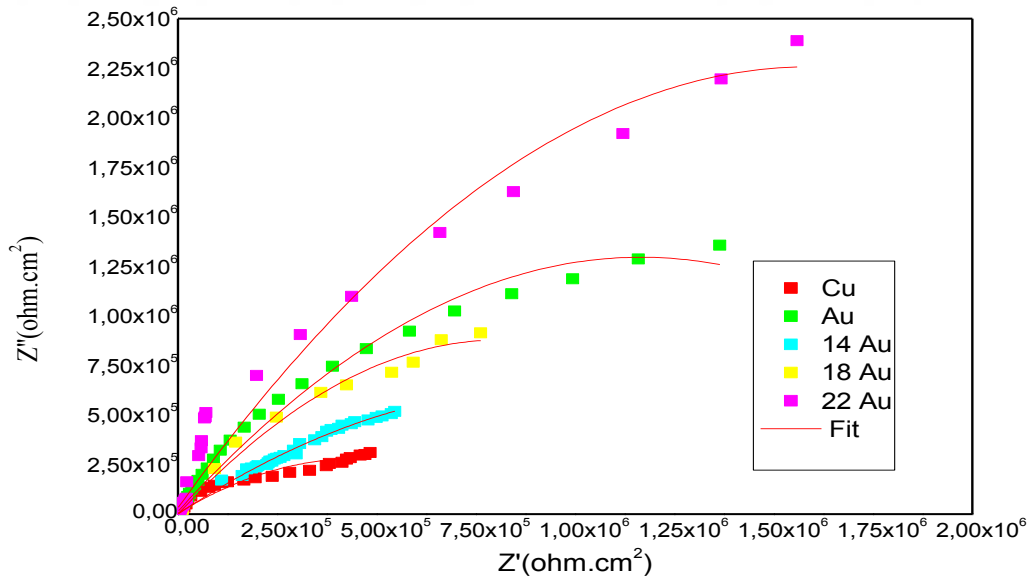
Gargara ortamında çoğunlukla E_{kor} değerleri negatif yöne kaydıkça korozyon hızları azalmaktadır ve direnç ile i_{kor} değerleri beklenildiği gibi ters orantılıdır. Elektrotlar gargara çözeltisinde genel olarak yüksek direnç göstermiştir. Korozyon hızlarının ise bununla paralel olarak düşük olduğu görülmektedir. Bu ortam için en uygun alaşım en yüksek direnç değerine ve en düşük korozyon hızına sahip olan 22 ayar altındır.

Çizilen grafikler ve yapılan hesaplamalar sonucunda elde edilen $Tafel - i_{kor}$, $LP - i_{kor}$ ve $SG - i_{kor}$ değerleri bu ortamda birbirlerine çok yakındır. Aynı şekilde R_p ve $R_p - LP$ değerleri de yakınlık göstermektedir.

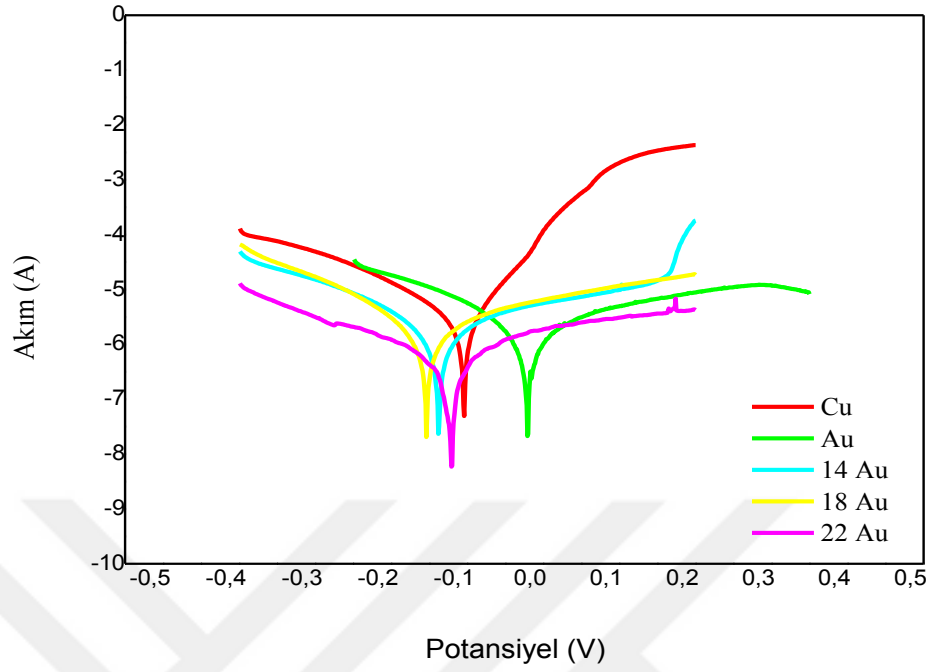
4.5 Yapay Tükürük Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi



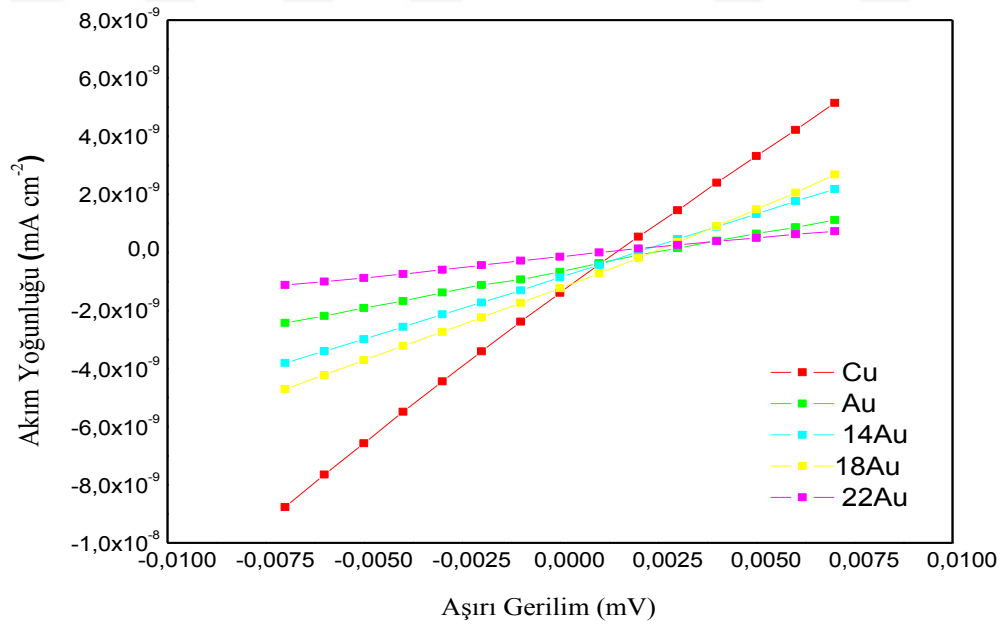
Şekil 4.17 37°C’de Yapay Tükürük ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri



Şekil 4.18 37°C’de Yapay Tükürük ortamında çalışma elektrotlarının Z'' - Z' eğrileri



Şekil 4.19 37°C’de Yapay Tükürük ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri



Şekil 4.20 37°C’de Yapay Tükürük ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri

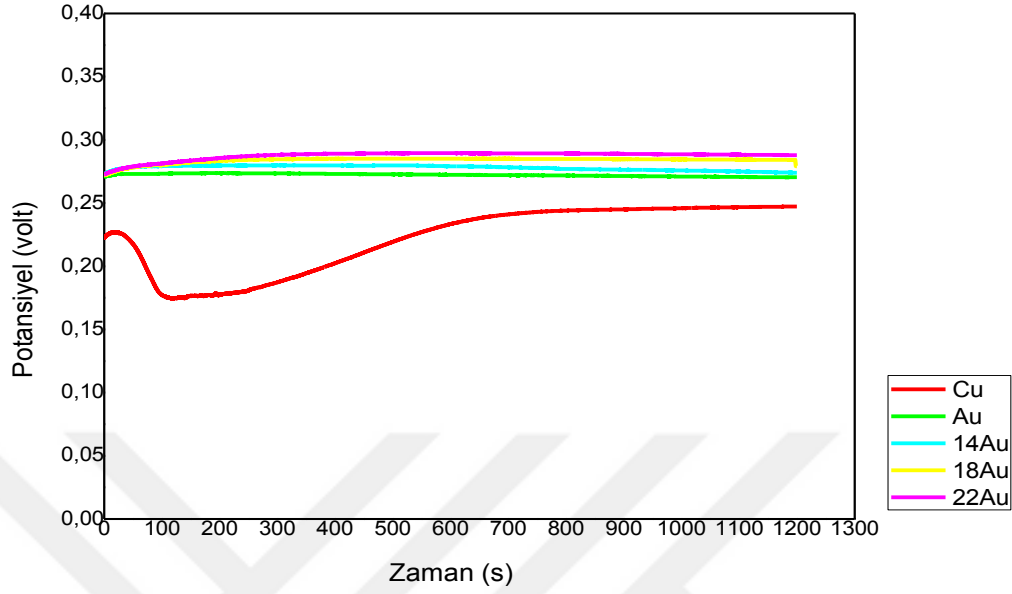
Çizelge 4.5 Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının Yapay Tükürük ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri

	E_{kor} (V)	$-\beta_c$ (mV/dec)	β_a (mV/dec)	R_p (ohm.cm ²)	$R_p (LP)$ (ohm.cm ²)	i_{kor} (log $\mu\text{A}/\text{cm}^2$)		
						<i>Tafel</i>	<i>LP</i>	<i>SG</i>
Cu	-0,105	152	60	7274	7327	2,60	2,55	2,59
14 Au	-0,137	174	296	18434	18317	2,60	2,60	2,58
18 Au	-0,153	149	280	17961	18472	2,41	2,29	2,35
22 Au	-0,124	318	278	62235	58875	1,21	1,09	1,03
24 Au	-0,044	172	233	34875	37069	1,84	1,16	1,23

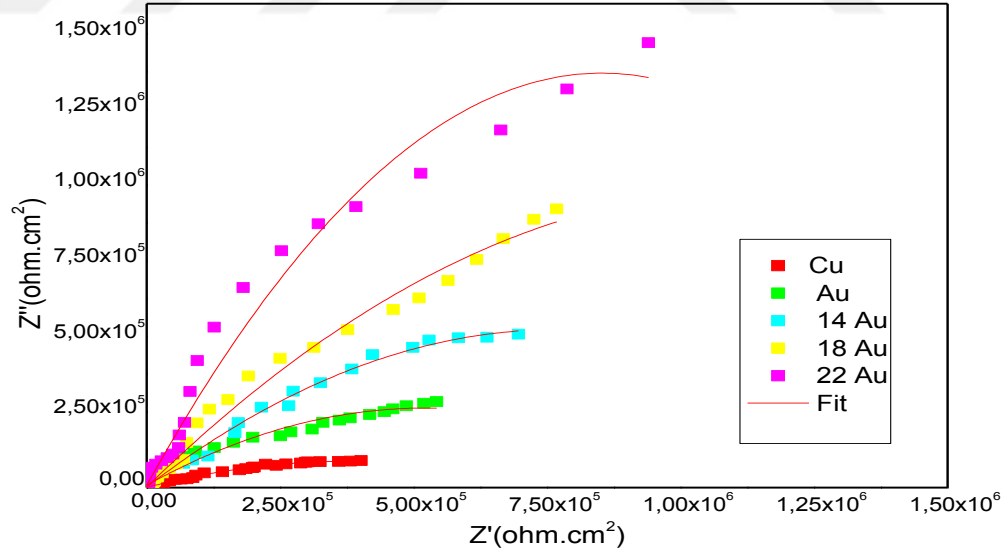
Yapay tükürük ortamında i_{kor} beklenildiği gibi bütün alaşımlarda düşük ve direnç ile ters orantılıdır. E_{kor} değerleri farklı alaşımlarda farklı olmakla birlikte en uygun alaşım 22 ayar altındır. Bu ortamda genel olarak kullanılan 5 farklı çalışma elektrotun da korozyon hızlarının düşük olduğu söylenebilmektedir. Sonuçlar beklenen doğrultuda elde edilmiştir. 22 ayar altının korozyon hızı saf altından daha düşük olmasının sebebi alaşıma eklenen çok az miktardaki bakırın malzemeyi sertleştirerek dayanıklı hale getirmesi veya oluşan korozyon ürünlerinin olumlu etkisi olarak yorumlanabilir.

Şekil 4.17’de elde edilen eğrilerde yüzeyin pürüzlü olduğu görülmektedir. Yapay tükürük çözeltisi içerisinde birkaç farklı tuz bulundurduğu için korozyon ürünlerinin daha çeşitli olduğu ve yüzeyi etkilediği düşünülmektedir.

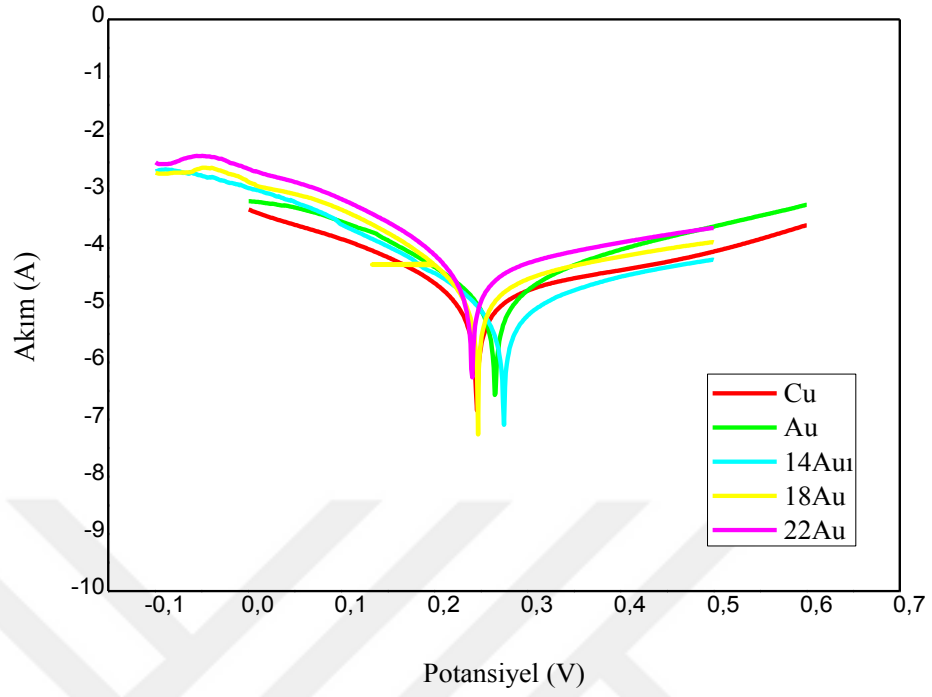
4.6 Yapay Tükürük + %10 Karbamid Peroksit Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi



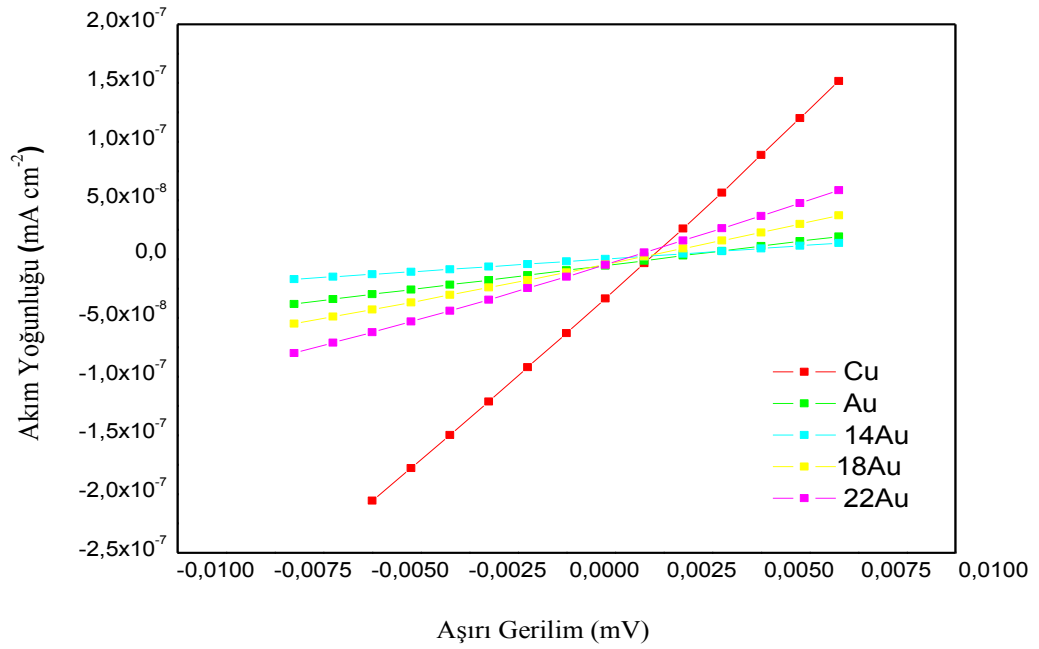
Şekil 4.21 37°C’de YT+ %10 KP ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri



Şekil 4.22 37°C’de YT + %10 KP ortamında çalışma elektrotlarının Z' - Z'' eğrileri



Şekil 4.23 37°C’de YT + %10 KP ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri



Şekil 4.24 37°C’de YT + %10 KP ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri

Çizelge 4.6 Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının Yapay Tükürük + %10 Karbamid Peroksit ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri

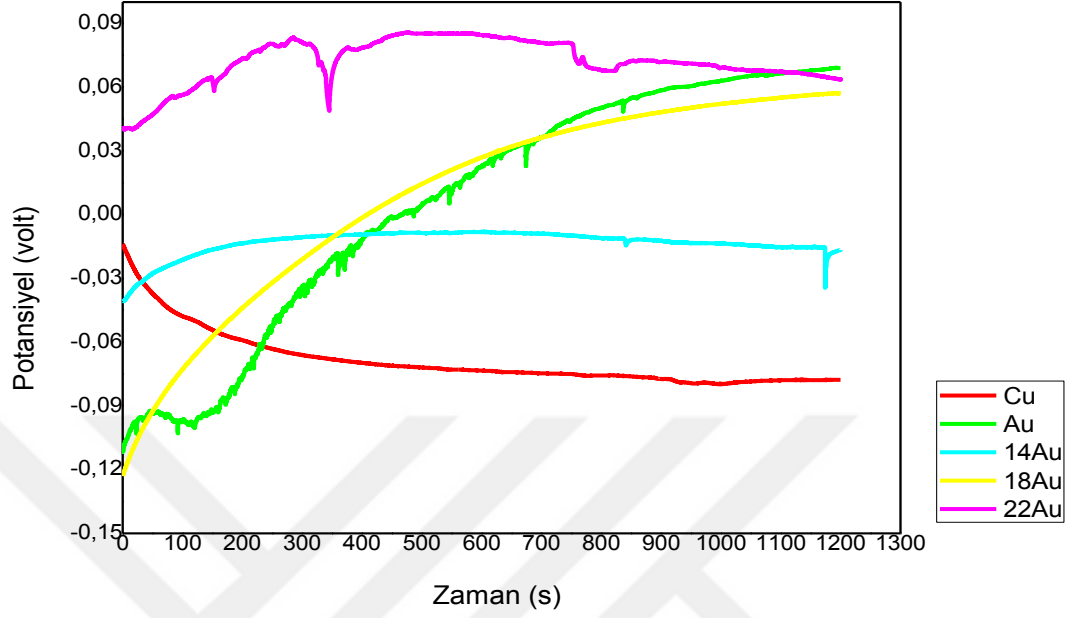
	E_{kor} (V)	$-\beta_c$ (mV/dec)	β_a (mV/dec)	R_p (ohm.cm ²)	R_p (LP) (ohm.cm ²)	i_{kor} (log $\mu\text{A}/\text{cm}^2$)		
						Tafel	LP	SG
Cu	0,244	147	309	2339	2355	18,6	18,4	18,5
14 Au	0,274	111	225	3625	3489	9,19	9,25	8,90
18 Au	0,247	116	280	1422	1482	25,5	24,0	25,0
22 Au	0,241	120	288	773	605	48,1	60,8	47,6
24 Au	0,266	125	181	2123	2399	16,6	13,4	15,1

Yapay Tükürük + %10 KP ortamında yine direnç arttıkça korozyon hızının azaldığı görülmektedir. Korozyon potansiyelleri bütün çalışma elektrotlarının pozitif ve birbirlerine yakın değerdedir. Buna rağmen korozyon hızları farklılık göstermektedir.

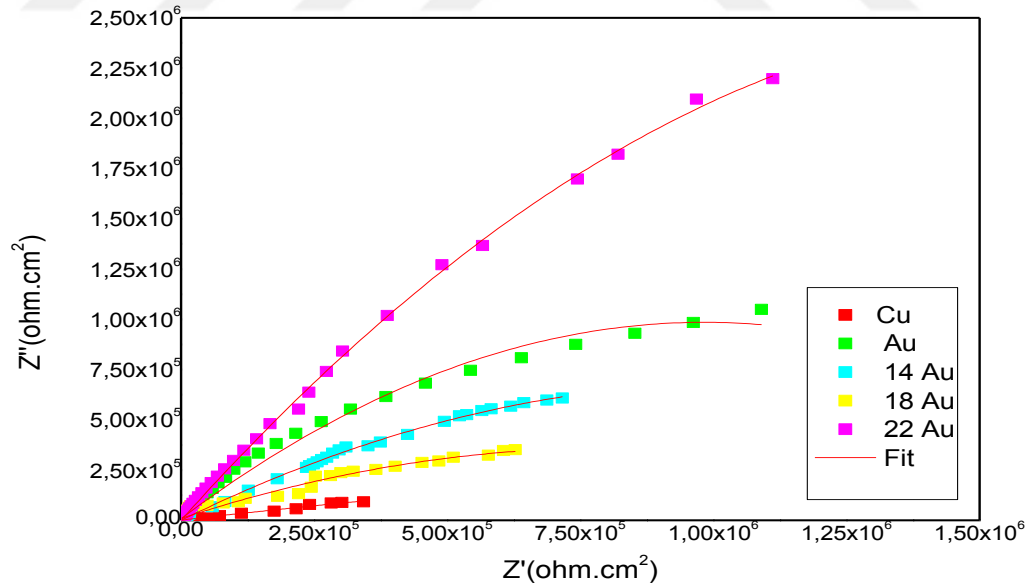
Bu çözelti saf altın ve saf bakır için korozif olmakla beraber korozyon hızları birbirine yakın olduğu görülmektedir. Ancak alaşımlar oluşturulurken bakır yüzdesi arttıkça korozyona karşı direnç artmaktadır. R_p ile i_{kor} ters orantılı olduğundan dolayı korozyon hızları da azalmaktadır.

Üç farklı yöntem ile elde edilen korozyon hızı ve direnç değerleri diğer ortamlarda olduğu gibi bu ortamda da uyumluluk göstermektedir.

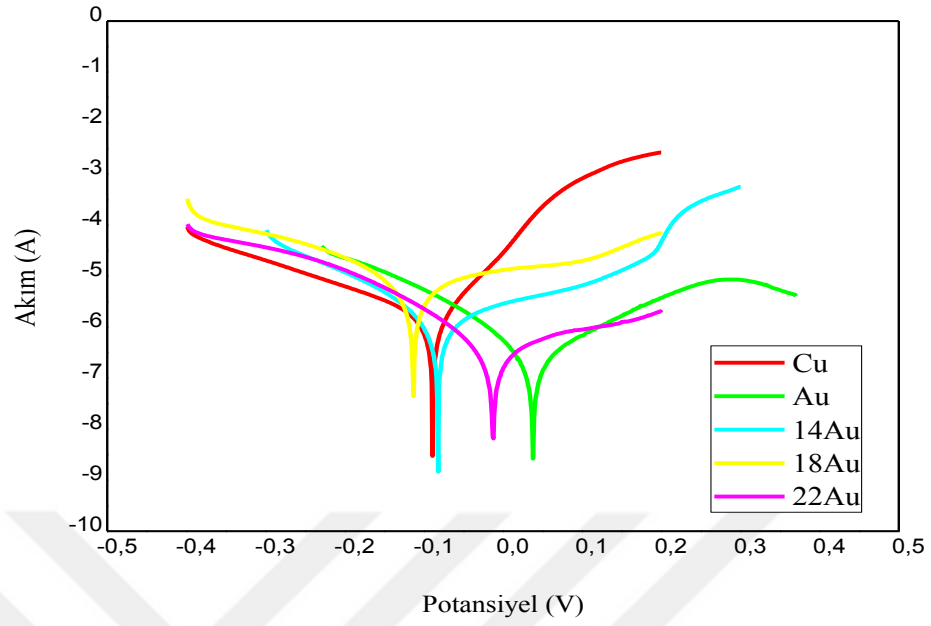
4.7 Yapay Tükürük + Gargara Ortamında Elde Edilen Korozyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi



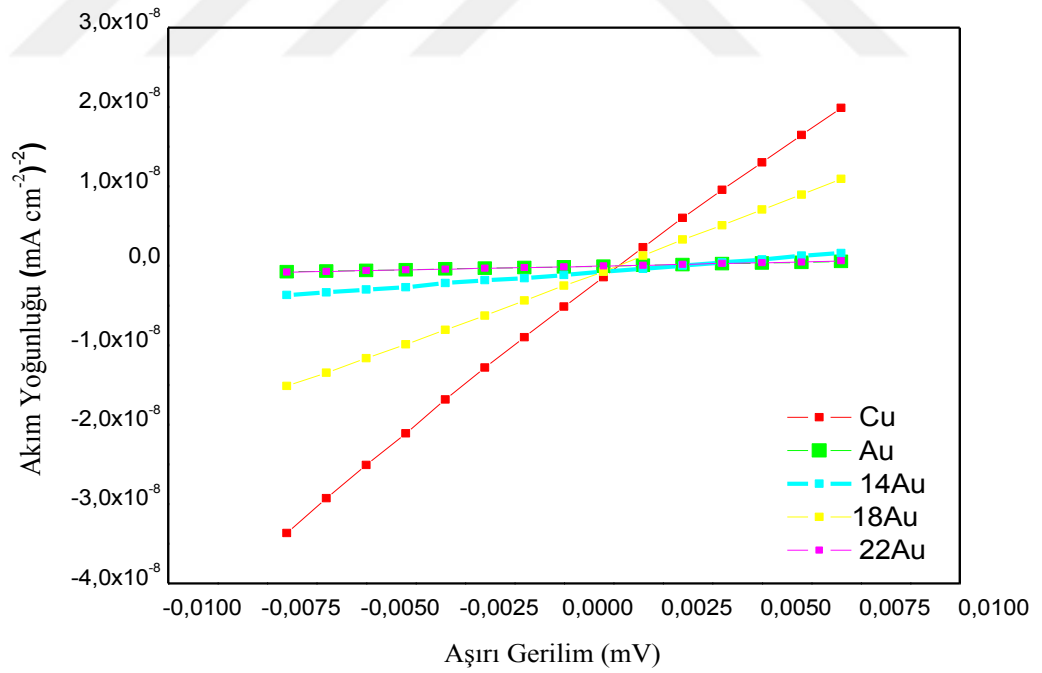
Şekil 4.25 37°C'de YT+ Gargara ortamında çalışma elektrotlarının potansiyel-zaman eğrileri



Şekil 4.26 37°C'de Yapay Tükürük + Gargara ortamında çalışma elektrotlarının Z' - Z'' eğrileri



Şekil 4.27 37°C'de YT+ Gargara ortamında çalışma elektrotlarının akım-potansiyel eğrileri



Şekil 4.28 37°C'de YT + Gargara ortamında çalışma elektrotlarının lineer polarizasyon eğrileri

Çizelge 4.7 Bakır (Cu), Altın (24 Ayar Au) ve bakır-altın (Cu-Au) alaşımlarının Yapay Tükürük + Gargara ortamında akım-potansiyel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri

	E_{kor} (V)	$-\beta_c$ (mV/dec)	β_a (mV/dec)	R_p (ohm.cm ²)	$R_p (LP)$ (ohm.cm ²)	i_{kor} (log $\mu\text{A}/\text{cm}^2$)		
						Tafel	LP	SG
Cu	-0,089	195	58	13497	12953	1,05	1,5	1,44
14 Au	-0,082	139	278	20551	21806	1,34	1,85	1,96
18 Au	-0,112	178	448	5514	5806	9,37	9,53	10,0
22 Au	-0,012	119	345	78738	81407	0,49	0,48	0,49
24 Au	0,037	118	136	84492	91583	0,33	0,30	0,33

Yapay tükürük + Gargara ortamında i_{kor} , direnç ve E_{kor} ile paralellik göstermektedir. Bu ortam için altının korozyon hızı oldukça düşük olduğu görülmüştür. Bu sebepten dolayı alaşımlar içerisinde altın oranı en fazla olan alaşımın korozyon hızı diğer alaşımlardan daha düşüktür. 18 ayar altın en yüksek korozyon hızına sahip olmuştur, bu bize alaşımları oluşturan elementler kullanım oranlarının oldukça önemli olduğunu göstermektedir. 14 ayar altında bulunan bakır miktarı 18 ayar altındakinden fazla olduğu için malzemenin sertliğini arttırarak korozyona karşı dayanıklı hale getirmiş olabilir. Bir başka sebep; alaşımlara eklenen metallerin miktarı oluşan korozyon ürünleri üzerinde etkili olmasından kaynaklı olabilir. 22 ayar altında bulunan altın miktarının 18 ayar altından fazla olması sebebiyle korozyona karşı daha fazla direnç göstermiştir. 18 ayar altın alaşımını oluşturan metaller bu ortam için gerekli korumayı diğer elektotlar kadar sağlayamamıştır.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Araştırma bulguları kısmında verilen Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4 ve Çizelge 4.1 değerlendirilecek olursa, *0,1 M Sodyum Klorür* ortamında denge potansiyeli en pozitif olan metalin korozyonu en az polarizasyon direnci ise en yüksektir. Beklenildiği gibi yüzey direnci ne kadar yüksek ise korozyon yani metalin yükseltgenip çözelti ortamına geçmesi o kadar azdır. Lineer polarizasyon eğrileri ve AC empedans eğrilerinden belirlenen polarizasyon dirençlerinde paralellik olduğu görülmektedir. *0,1 M Sodyum Klorür* ortamı için i_{kor} değerleri $Cu > 18 Au > 14 Au > 22 Au > Au$ şeklinde değişmektedir. Bu sıralamada, 18 ayar altının korozyon hızının 14 ayar altının korozyon hızından yüksek olması metallerin yüzeyindeki altın miktarının çok az farklı olmasından kaynaklanmaktadır.

0,1M Sitrik Asit ortamında elde edilen Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8 ve Çizelge 4.2 değerlendirilecek olursa, çalışma elektrotları içerisinde altın yüzdesi arttıkça korozyon hızı azalmaktadır. Ancak bu ortamda da 14 ayar altın ve 18 ayar altın bazı durumlarda değişkenlik gösterebilmektedir. Bu durum 18 ayar altın ile korozif ortam arasında istenmeyen reaksiyonların meydana geldiği veya çok çözünen korozyon ürünleri oluşturduğu ihtimallerini akla getirmektedir. Bu ortamda da elektrotun denge potansiyeline göre en pozitif Au, en aktif ise Cu olmaktadır. Ayrıca tafel ekstarpolasyonu ile elde edilen korozyon hızları kıyaslanırsa $Cu > 18 Au > 14 Au > 24 Au > 22 Au$ olduğu görülmektedir.

%10 Karbamid Peroksit ortamındaki veriler Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12 ve Çizelge 4.3’de verilmiştir. Bu ortamda korozyon hızları genel olarak çok yüksektir, en düşük korozyon bakırda gözlenmiştir. Bu durum bakırın korozyon ürünlerinin daha az çözünüp, yüzeyi kısmen de olsa koruduğunu düşündürmektedir. Yani metal soy metal olsa bile ortam değişince korozyon ürünleri çözünmesine bağlı olarak korozyon yüksek olabilmektedir. Ortam çok korozif olunca, elektrot potansiyelleri de birbirine yakın değerler almıştır. I_{kor} değerleri de R_p değerleri ile beklenildiği gibi ters orantılı

olmaktadır. Buda bize her bir yöntemle korozyon hakkında bilgi sahibi olacağımızı göstermektedir.

Gargara ortamında denge potansiyeli en pozitif olan 22 ayar altın, en aktif olan ise Cu metali olduğu gözlemlenmiştir. AC-empedans değerinde gözlenen R değerlerine göre 22 ayar altının polarizasyon direncinin yüksek, korozyon hızının ise düşük olacağı düşünülmektedir. Çizelge 4.4’de bulunan veriler bu teoriyi desteklemektedir. Şekil 4.13’de potansiyelin zamanla değişimine bakılırken bu eğride zaman zaman kırılmalar olduğu görülmektedir. Bu durum bize yüzey kaplamasının bozulduğunu ve bundan dolayı korozyonun arttığını göstermektedir. Bu ortamla ilgili grafikler Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16’da verilmiştir.

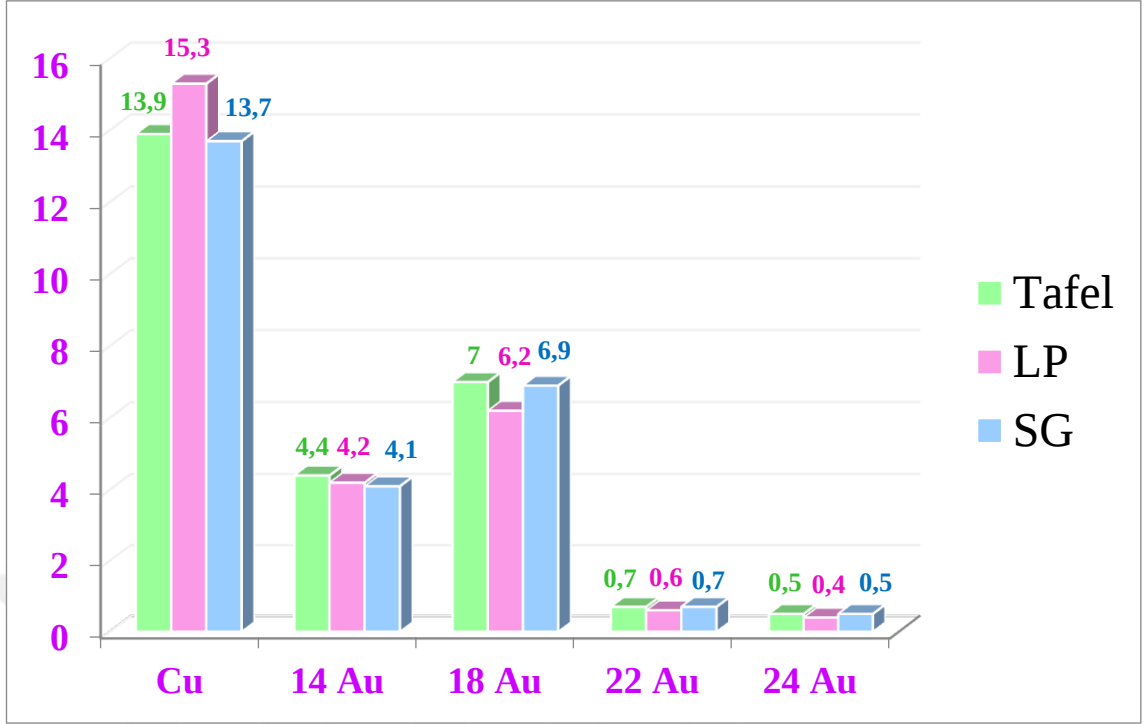
Yapay Tükürük çözeltisi çalışma ortamları içerisinde, özellikle alaşımlar için en negatif denge potansiyelini göstermektedir. Ayrıca korozyon hızları en düşük olan ortamdır. Diğer korozyon parametreleri beklenildiği gibi paralellik göstermektedir. Bu çözeltinin hazırlanmasından çeşitli tuzlar kullanılmıştır. Bundan kaynaklı olarak yüzeyde pürüzlenme meydana gelmiştir. Elektrotlar çözelti ile korozyon ürünleri oluşturmuş ve bu bileşikler yüzeyi etkilemiştir. Şekil 4.17, Şekil 4.18, Şekil 4.19, Şekil 4.20 değerlendirilerek yapılan hesaplamalar Çizelge 4.5’de verilmiştir. Bu değerlendirmeler sonucunda korozyon hızları $Cu=Au > 18 Au > 24 Au > 22 Au$ olarak bulunmuştur.

Yapay Tükürük + %10 Karbamid Peroksit ortamında gözlenen korozyon hızları yalnızca %10 Karbamid Peroksit ortamında çalışılarak elde edilen değerden düşük, diğer ortamlardan ise büyük olmaktadır. Bu durum bize dişleri beyazlatmada parlaticı olarak kullanılan karbamid peroksitin özellikle altın gibi soy metal içeren dişlerde çok dikkatli kullanılması gerektiğini göstermektedir. Bu ortamda da i_{kor} ile R_p değerleri hem AC-empedans hem lineer polarizasyonda görüldüğü gibi ters orantılıdır. Potansiyelin zamanla değişimi çalışma elektrotlarında benzer şekilde pozitif kaymaktadır. Diğer ortamların aksine denge potansiyelleri birbirlerine çok yakındır. Korozyon potansiyellerinin tamamı pozitif çıkmıştır. Korozyon hızları kıyaslanacak olursa $22 Au > 18 Au > Cu > 24 Au > 14 Au$ olarak değişmektedir. Bu ortamla ilgili

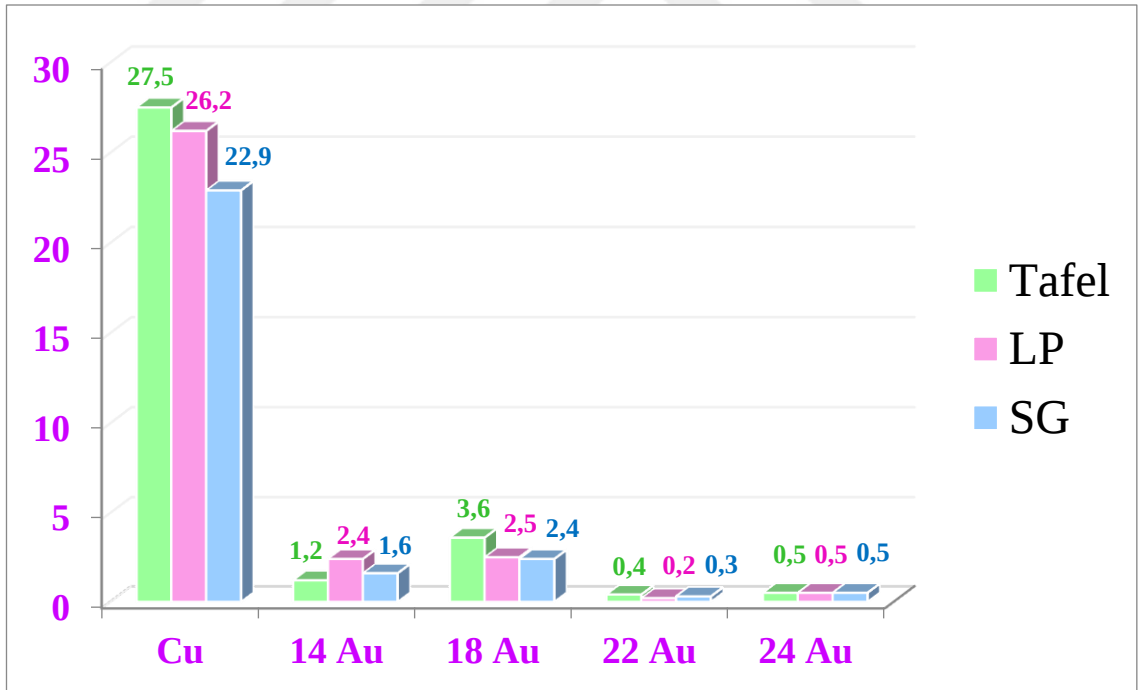
grafikler Şekil 4.21, Şekil 4.22, Şekil 4.23, Şekil 4.24' de ; hesaplamalar ise Çizelge 4.6'da verilmiştir.

Yapay Tükürük + Gargara ortamında başlangıçta 24 ayar altın metali ve 22 ayar altın, 18 ayar altın alaşımlarında potansiyelin zamanla değişimi negatiften pozitive hızla değişmektedir. Bu durum yüzeyin zamanla kapandığını ifade etmektedir. Bu nedenle Çizelge 4.7'de verilen t_{kor} değerleri nispeten düşüktür. Bu ortamla ilgili grafikler Şekil 4.25, Şekil 4.26, Şekil 4.27, Şekil 4.28'de verilmiştir. Direnç değerleri arttıkça korozyon hızları düşmektedir. Korozyon hızlarının sıralaması $18 \text{ Au} > 14 \text{ Au} > \text{Cu} > 22 \text{ Au} > 24 \text{ Au}$ olarak bulunmuştur.

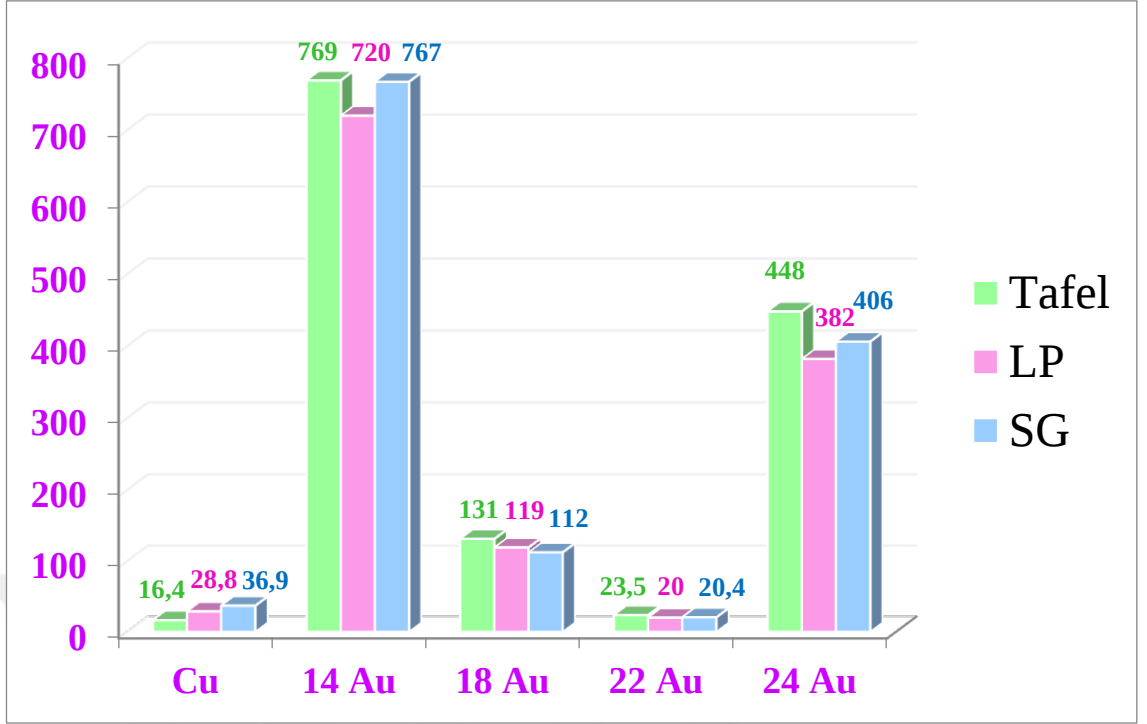
Elde edilen sonuçlar genel olarak değerlendirilirse 22 ayar altın çalışılan ağız ortamlarına karşı en iyi performans gösteren metaldir. Yalnızca yapay tükürük + karbamid peroksit ortamında korozyon hızı yüksek çıkmıştır. Bu yükseklik çözünen korozyon ürünlerinden kaynaklı olabileceği gibi deneysel hatalardan kaynaklı da olabilir. Korozyon hızlarının $\log \mu\text{A}/\text{cm}^2$ olarak hesaplandığı göz önünde bulundurulursa elde edilen değerlerin çoğunlukla oldukça düşük değerler olduğu görülmektedir. Bu durum altın ve alaşımlarının ağız ortamlarında biyomalzeme olarak kullanılmasında istenildiği gibi korozyona karşı direnç göstereceğini düşündürmektedir. Ancak biyomalzeme seçiminde korozyona karşı dayanım tek başına yeterli bir parametre olmadığından biyoyumluluk, sertlik derecesi, vücut dokularıyla oluşabilecek toksik etkilerin de değerlendirilerek karar verilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada yalnızca seçilen ağız ortamlarında korozyon hızları ve diğer korozyon parametrelerini incelemiştir. Altının yüksek maliyeti nedeniyle tercih edilmediği durumlarda alaşımlarının özellikle 22 ayar altının tercih edilmesi maliyeti az da olsa düşürerek aynı performansı sağlayacağı düşünülmektedir. Saf bakır tercih edildiğinde genellikle direncin daha düşük, korozyon hızının ise yüksek olduğu görülmektedir.



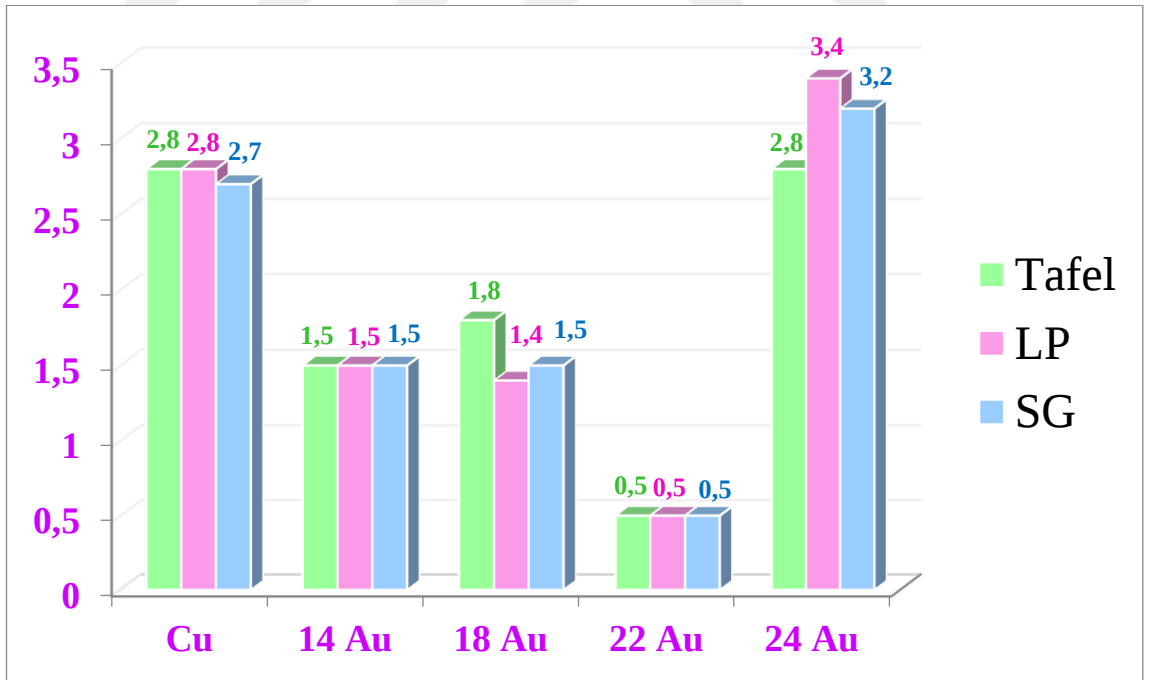
Şekil 5.1 0,1 M Sodyum Klorür ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri



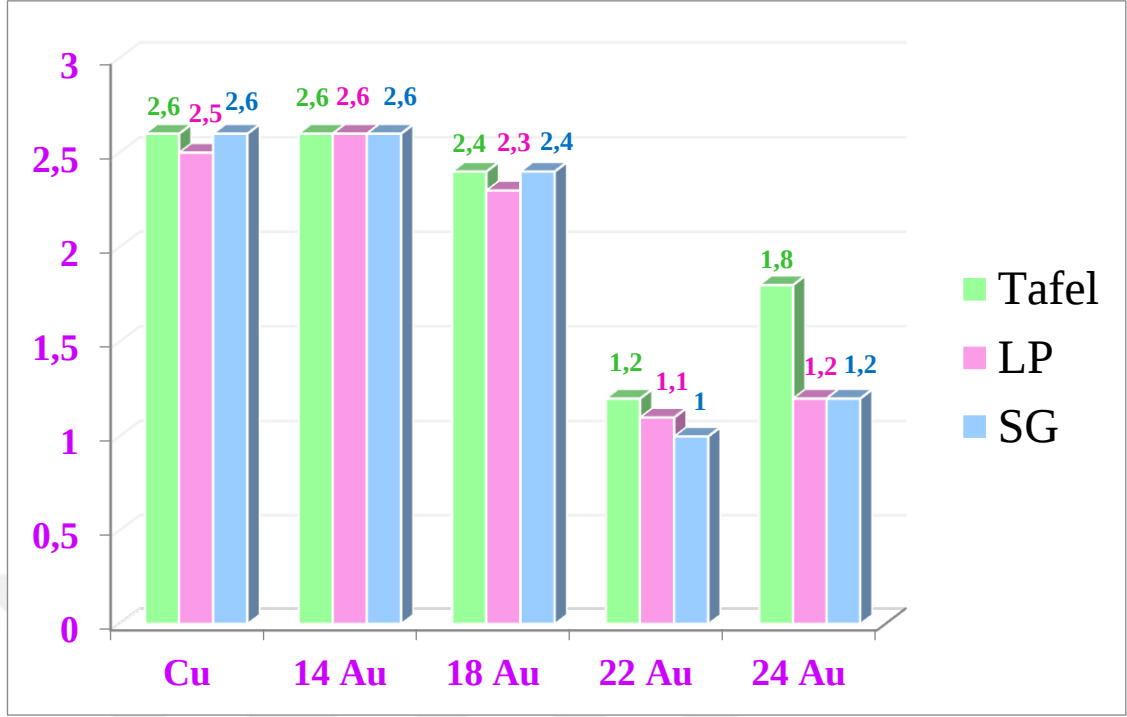
Şekil 5.2 0,1 M Sitrik Asit ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri



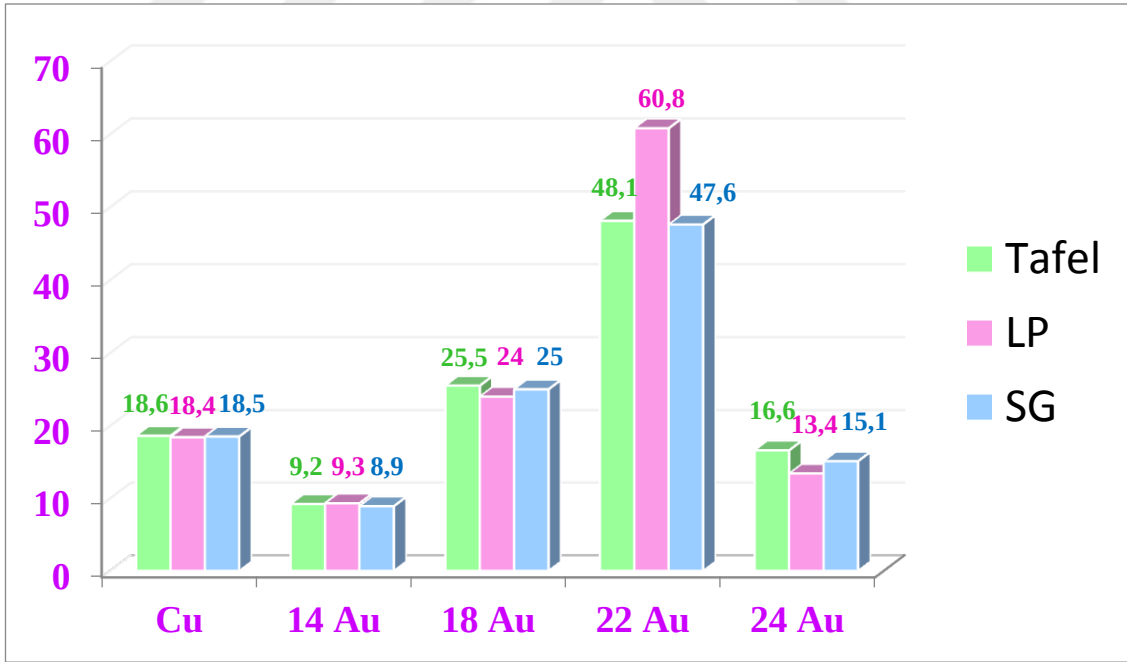
Şekil 5.3 %10 Karbamid Peroksit ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri



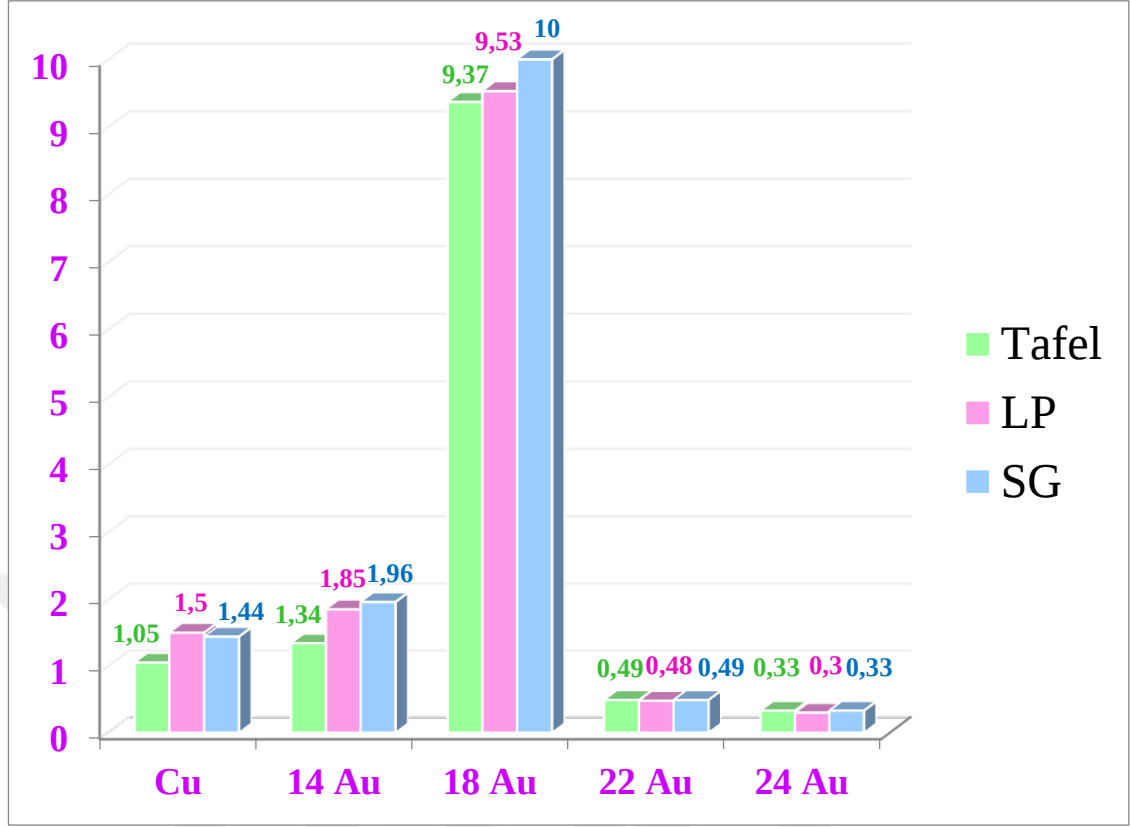
Şekil 5.4 Gargara ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri



Şekil 5.5 Yapay Tükürük ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri



Şekil 5.6 Yapay Tükürük+%10 Karbamid Peroksit ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri



Şekil 5.7 Yapay Tükürük + Gargara ortamında altın yüzdesi ile değişen korozyon hızı değerleri

Şekil 5.1, Şekil 5.2, Şekil 5.3, Şekil 5.4, Şekil 5.5, Şekil 5.6 ve Şekil 5.7’de verilen grafiklere göre çalışma elektrotlarının korozyon hızlarını daha iyi kıyaslamak mümkündür. Bu grafiklere bakarak çalışılan ortamların hangi metal yüzeyinde daha korozif etkisi olduğu, çalışma elektrotlarının içerisindeki değişen altın ve bakır miktarlarının çözeltiden nasıl etkilendiği yorumlanabilir. Ayrıca kullanılan 3 farklı yöntem ile deneysel olarak hesaplanan korozyon hızlarının kıyaslaması yapılabilir.

KAYNAKLAR

- Adya, N., Alam, M., Ravindranath, T., Mubeen, A. and Saluja, B. 2005. Corrosion in titanium dental implants: literature review. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 5(3), 126.
- Ağrıdağı, S. 2006. Sülfat İndirgeyici Bakterilerin Neden Olduğu Korozyon Üzerine Biyositlerin Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
- Akça, H., İyibilgin, O. and Gepek, E. 2020. Biyomalzemeler ile İmplant Üretimi Sürecinin Biyotriboloji Yönünden Değerlendirilmesi. Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 8(1), 667-692.
- Akçay, Ç. 2014. Bakır Krom Bor (Ccb) ve Borik Asit (Ba) Emprenye Maddelerinin Metal Bağlantı Elemanları Üzerine Korozyon Etkisinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Düzce Üniversitesi, Düzce.
- Aksoy, G., Örgen, E. K. and Bıçakçı, A. 1993. Döküm Ürünlerinde Oluşan Elektriksel Değişimlerin Fiziko-Kimyasal Yöntemlerle İncelenmesi. Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi, 10(1), 91-104.
- Alkaya, A., Şereflisan, H. and Duysak, Ö. 2019. Biyomateryal Kaynakları ve Kullanım Alanları. 1st International Conference on Environment, Technology and Management; Niğde.
- Alp, E. 2014. Farklı Ortamlarda Alüminyum Korozyonuna Saponin Türevinin İnhibitör Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Hitit Üniversitesi, Kimya Mühendisliği Bölümü, Çorum.
- Altanlar, S. 2006. Şeker Fabrikaları Buharlaştırıcı Borularında Meydana Gelen Korozyonun ve Serbest Koroziv Özelliklerinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
- Altuğ, D., Yanardağ, T. and Aksüt, A. A. 2017. Fosfat ve Silikat Kaplanmış Çinkonun Korozyonuna Anilin ve Ce³⁺'ün Etkisi. Engineering Sciences, 12(3), 158-167.
- Asan, A. 2002. Yumuşak çelikler üzerinde polipirol kaplama koşullarının araştırılması ve korozyondan koruma etkinliğinin belirlenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Başer, S. 2014. Civa İçeren Amalgam Dolguları ve İnsan Sağlığına Etkileri. Erciyes Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi, Farmasötik Toksikoloji Anabilim Dalı, Kayseri.
- Bayindir, F., Korkut, Ö. and Güngör, H. 2010. Potentiodynamic polarisation technique for corrosion testing of Cr-Co and Cr-Ni alloys in artificial saliva and soft drinks. Materials Research Innovations, 14(4), 280-284.
- Benatti, O. F., Miranda Jr, W. G. and Muench, A. 2000. In vitro and in vivo corrosion evaluation of nickel-chromium-and copper-aluminum-based alloys. The Journal of prosthetic dentistry, 84(3), 360-363.

- Bergman, M., Bergman, B. and Söremark, R. 1980. Tissue accumulation of nickel released due to electrochemical corrosion of non- precious dental casting alloys. *Journal of oral rehabilitation*, 7(4), 325-330.
- Bilgiç, S. 2008. Korozyon eğitimi ve öğretimi. *Korozyon Dergisi*, 16, 3-7.
- Boretos, J. W., Eden, M. and Fung, Y. 1985. *Contemporary Biomaterials: Material and Host Response, Clinical Applications, New Technology and Legal Aspects*.
- Brune, D., Eyje, D. and Melsom, S. 1982. Corrosion of gold alloys and titanium in artificial saliva. *European Journal of Oral Sciences*, 90(2), 168-171.
- Corso Jr, P. P., German, R. M. and Simmons Jr, H. D. 1985. Corrosion evaluation of gold-based dental alloys. *Journal of dental research*, 64(5), 854-859.
- Çelik, M., Bural, C. and Bayrakdar, G. 2014. Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(Supplement 8), 106-116.
- Çırak, Z. D. and Yakıncı, D. B. 2020. Tıbbi Uygulamalarda Kullanılan Biyouyumlu Biyomalzemeler. *İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dergisi*, 8(2), 515-526.
- Corces, A. 2004. *Metallic alloys, Medicine Instant Access to the Minds of Medicine*.
- Elshahawy, W. and Watanabe, I. 2014. Biocompatibility of dental alloys used in dental fixed prosthodontics. *Tanta Dental Journal*, 11(2), 150-159.
- Erbil, M. Korozyonun Önlenmesi. In: M. Erbil, B. Yazıcı. and İ. Dehri, editors. *Korozyon Sempozyumu Bildirileri 1996*. p. 223-237.
- Erbil, M. 2012. Korozyon İlkeler ve Önlemler. *Korozyon Derneği Yayınları*, 373, Ankara.
- Eriç, M. 1994. *Yapı Fiziği ve Malzemesi Literatür Yayıncılık*, İstanbul.
- Fındık, F. 2010. *Malzeme ve Tasarım Bilgisi Seçkin Yayıncılık*, Ankara.
- Fındık, F. and Turan, K. Organ Protezleri ve Diş Dolguları İçin Malzeme Seçimi. 3. *Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi; Balıkesir 2012*. p. 419-430.
- Fusayama, T., Katayori, T. and Nomoto, S. 1963. Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *Journal of Dental Research*, 42(5), 1183-1197.
- Gümüşderelioğlu, M. 2002. Yeni Ufuklara, Biyomalzemeler. In: Book, *Yeni Ufuklara, Biyomalzemeler*. (ed)^(eds.), Tübitak, Ankara.
- Güner, A. T. and Meran, C. 2020. Ortopedik İmplantlarda Kullanılan Biyomalzemeler. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 26(1), 54-67.
- Gür, A. K. and Taşkın, M. 2004. Metalik biyomalzemeler ve biyouyum. *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları*, 4.
- Güven, Ş. 2014. Biyouyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi. *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3), 303-311.
- Güven, Ş. Y. and Çetin, H. Metalik Biyomalzemeler ve İmplantlar. *S.D.Ü. 15. Yıl Mühendislik Mimarlık Sempozyumu; SDÜ2007*. p. 175-181.

- Henthorne, M. 1972. Corrosion Causes and Control. Chemical Engineering Series, McGraw-Hill.
- Jenkins, G. 1978. The Physiology and Biochemistry of the Mouth 4th Ed. Blackwell Scientific Publications.
- Kazancıoğlu, H., Kılıç, S. and Ak, G. 2013. Titanyum Dental İmplantlarda Korozyon. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 24(Supplement 8), 82-87.
- Kedici, S., Aksüt, A. A., Kılıçarslan, M. A., Bayramog Lu, G. and Gökdemir, K. 1998. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. Journal of oral rehabilitation, 25(10), 800-808.
- Kırkık, D., Karabulut, B., Öztürk, K. and Taş, S. K. 2019. Dental Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler. Nevşehir Bilim ve Teknoloji Dergisi, 8(2), 145-153.
- Koç, Ö. 2019. TSK Envanterinde Bulunan Araçların Soğutma Sistemlerinde Kullanılan İnhibitörlerin ve Sıcaklığın Al-Cu-Fe ve Pirinç'in Korozyonuna Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı, 82, Ankara.
- Köktaş, S. 2015. Ti6Al4V Alaşımının İçyapı ve Yüzey Özelliklerinin CaP Bileşikleriyle Doyurulmuş Mg İçerikli MAO Filmlerinin Oluşumuna Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- Kümbüloğlu, Ö. and Oral, O. 2013. Biyomateryaller. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 34(1), 27-33.
- Lappalainen, R. and Yli- Urpo, A. 1987. Release of elements from some gold alloys and amalgams in corrosion. European Journal of Oral Sciences, 95(4), 364-368.
- Manaranche, C. and Hornberger, H. 2005. Corrosion and biocompatibility of dental alloys. Eur Cell Mater, 9(1), 35-36.
- Meral, M. 2013. Çok İşlevli Uyluk Çivisi Tasarımı, Üretimi ve Mekanik Özellikleri. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Meyer, U., Bühner, M., Büchter, A., Kruse- Lösler, B., Stamm, T. and Wiesmann, H. P. 2006. Fast element mapping of titanium wear around implants of different surface structures. Clinical Oral Implants Research, 17(2), 206-211.
- Mosby, J. 1991. The Glossary of Prosthodontic Terms 7th Ed. Journal of Prosthetic Dentistry, 81(1), 65,69,104.
- Murr, L. 2017. Open-cellular metal implant design and fabrication for biomechanical compatibility with bone using electron beam melting. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 76, 164-177.
- Nakagawa, M., Matsuya, S. and Ohta, M. 1992. Effect of microstructure on the corrosion behaviour of dental gold alloys. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 3(2), 114-118.
- Niinomi, M. 2002. Recent metallic materials for biomedical applications. Metallurgical and materials transactions A, 33(3), 477-486.

- O'Brien, W. J. 2002. Dental Materials and Their Selection 3rd Edition Quintessence Pub. Co. Inc., Chicago.
- Özcan, M. 2005. Tiyoüre ve Türevlerinin Yumuşak Çeliğin Asidik Ortamda Korozyonuna Sistematik Etkilerinin Elektrokimyasal Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı, 132, Adana.
- Özkan, A., Şişik, N. and Öztürk, U. 2016. Kompozit Malzemelerin Ağız, Yüz, Çene Cerrahisinde Kullanımı ve Malzeme Uygunluklarının Belirlenmesi. Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 4(1).
- Özkömür, A. 2008. Elmas Benzeri Karbon Kaplamanın İmplant Üstyapı Parçaları Arası Galvanik Korozyona Etkinliğinin İncelenmesi. Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 102, Adana.
- Palmanak, E. 2009. 6-Amino-m-Kresol Polimerinin Bakır ve Paslanmaz Çelik Üzerine Sentezi ve Korozyon Performansının İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı, 79, Adana.
- Pasinli, A. 2004. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi, 4(2), 25-34.
- Pürçek, G., Saray, O., Hacısalihoğlu, İ., Karaman, İ. and Alsaran, A. 2012. Yüksek Dayanımlı ve Biyouyumlu İmplant Üretiminde Yeni Bir Yaklaşım: Aşırı Plastik Deformasyon ve Yüzey İşlemleri. Engineer & the Machinery Magazine, (628).
- Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J. and Lemons, J. E. 2004. Biomaterials science: an introduction to materials in medicine Elsevier.
- Schweitzer, P. A. 1988. Corrosion And Corrosion Protection Handbook Marcel Dekker Inc., New York, USA.
- Shenoy, A. and Shenoy, N. 2010. Dental ceramics: An update. Journal of conservative dentistry: JCD, 13(4), 195.
- Singh, V. 2009. Physical Metallurgy Standard Publishers Distributors, Delhi.
- Şahin, E., Aktaş, G., Özcan, N., Aydın, D. and Akça, K. 2009. Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. Hacettepe Diş HekFakDerg, 33(4), 41-46.
- Trethewey, K. R. and Chamberlain, J. 1995. Corrosion for science and engineering.
- Tüylek, Z. 2017. Nanotıp ve Biyomateryal Kullanımı. Mühendis Beyinler Dergisi, 1(2), 41-52.
- Uluengin, M. B. 2006. Mimari Metaller Özellikleri Bozulma Nedenleri Koruma ve Restorasyon Teknikleri Birsan Yayınevi, 120, İstanbul.
- Upadhyay, D., Panchal, M. A., Dubey, R. and Srivastava, V. 2006. Corrosion of alloys used in dentistry: A review. Materials Science and Engineering: A, 432(1-2), 1-11.

- Uysal, M. 2006. CrN, TiN Kaplanmış ve Kaplanmamış AISI 304 Paslanmaz Çeliğinin Korozyon Özellikleri. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı, Ankara.
- Üneri, S. 1988. Korozyon ve Önlenmesi Korozyon Derneği Yayınları, Ankara.
- Wallace, W., Hoeppner, D. W. and Kandachar, P. Agard Corrosion Handbook. Volume 1. Aircraft Corrosion: Causes and Case Histories. Advisory Group For Aerospace Research and Development Neuilly-Sur-Seine (France); 1985.
- Wang, K. 1996. The use of titanium for medical applications in the USA. Materials Science and Engineering: A, 213(1-2), 134-137.
- Weber, H., Sauer, K. and Paulssen, W. 1985. In-vivo-Korrosionsuntersuchungen an edelmetallfreien Legierungen. Dtsch Zahnärztl, (1985), 40.
- Williams, D., Black, J. and Doherty, P. 1992. Second consensus conference on definitions in biomaterials, Chester, England. Biomaterial-tissue interfaces. Advances in biomaterials, 10.
- Williams, D. F. 1987. Definitions in biomaterials: proceedings of a consensus conference of the European Society for Biomaterials, Chester, England, March 3-5, 1986 Elsevier Science Limited.
- Williams, D. F. 2011. The Williams Dictionary of Biomaterials Liverpool University Press, Liverpool.
- Wright, D., Gallant, R. and Spangberg, L. 1982. Correlation of corrosion behavior and cytotoxicity in Au-Cu-Ag ternary alloys Elsevier.
- Yakar, E. 2005. Elektropolimerizasyon Yöntemiyle Polipirrol ve Polianilin ile Kaplanmış Alüminyumun Asidik Korozyonunun Önlenmesinde Farklı Anyonların Etkileri. Yüksek Lisans Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı, Kocaeli.
- Yalçın, H. and Koç, T. 1998. Mühendisler için korozyon Türk Mühendis ve Mimar Odaları Birliği Kimya Mühendisleri Odası.
- Yanardağ, T. 2011. Çinko ve Çinko Alaşımların Korozyonunun İnorganik ve Organik Maddelerle Önlenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı, 152, Ankara.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E. and Aksu, L. 1993. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, 115, Ankara.