

T.C
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KONSANTRASYONLARDAKİ BEYAZLATMA
AJANLARININ PROTEZ YAPIMINDA KULLANILAN
DENTAL ALAŞIMLARDA METAL KOROZYONU
ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

MAHİR ÇATALTEPE

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

PROF. DR. M. ÜSTÜN GÜLDAĞ

2011- ISPARTA

T.C
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KONSANTRASYONLARDAKİ BEYAZLATMA
AJANLARININ PROTEZ YAPIMINDA KULLANILAN
DENTAL ALAŞIMLARDA METAL KOROZYONU
ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

MAHİR ÇATALTEPE

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

PROF. DR. M. ÜSTÜN GÜLDAĞ

**Bu tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim
Birimi tarafından 1854- D- 09 Proje numarası ile desteklenmiştir.**

Tez No: 54

2011- ISPARTA

KABUL VE ONAY SAYFASI

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı** Çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 03 / 02 / 2011

Tez Danışmanı: Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAğ

Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Bülent ULUDAğ

Ankara Üniversitesi

Üye :Doç. Dr. Erdal EROğLU

Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye :Doç. Dr. S. Süha TÜRKASLAN

Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye :Yard. Doç. Dr. Esra UZER ÇELİK

Süleyman Demirel Üniversitesi

ONAY: Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulu' nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve kabul edilmiştir.

(İMZA)

(Ünvanı, Adı Soyadı)

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Doktora eğitimime başladığım günden itibaren desteğini her an hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ 'a,

Tezimin tüm aşamalarında yardım ve desteğini esirgemeyen, değerli görüş ve fikirlerine başvurduğum Doktora Tez İzleme Komitesi Üyeleri Hocalarım Doç. Dr. Süha TÜRKASLAN ve Yard. Doç. Dr. Esra UZER ÇELİK 'e,

Tez çalışmamın planlanmasında, deney aşamalarının gerçekleşmesinde ve tüm tez çalışmam sırasında kendisinin sahip olduğu bütün imkânları bana açan ve en kısıtlı zamanında bile bana vakit ayıran Ankara Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizokimya Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. A. Abbas AKSÜT 'e,

Doktora eğitimim boyunca her konuda yardımcı olan hocalarım Doç. Dr. Erdal EROĞLU 'na, Yard. Doç. Dr. Cenker KÜÇÜKEŞMEN 'e, Yard. Doç. Dr. Şebnem BÜYÜKKAPLAN 'a, Yard. Doç. Dr. Hakan TUNA 'ya, Dr. Dt. Işın KÜRKÇÜOĞLU 'na,

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' nde görev yapan, yardımlarını esirgemeyen tüm arkadaşlarıma ve çalışanlara,

Tez projeme maddi destek sağlayan S.D.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Tüm yaşamımda sevgi ve destekleriyle yanımda olan, özveri ve sabırla beni yetiştirerek bugünlere gelmemi sağlayan, sevgili aileme, gösterdikleri sabır, anlayış ve her türlü maddi- manevi desteklerinden dolayı,

Sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Mahir ÇATALTEPE

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	ii
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
RESİMLER DİZİNİ	xiii
TABLOLAR DİZİNİ	xv
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşımlar	2
2.1.1. Dental Alaşımların Yapısı	2
2.1.2. Dental Alaşımların Özellikleri	6
2.1.3. Dental Alaşımı Oluşturan Elementlerin Rolü	6
2.1.4. Dental Alaşımların Sınıflandırılması	9
2.1.4.1. Soy Metal Alaşımlar	10
2.1.4.1.1. Altın Esaslı olanlar	10
2.1.4.1.1.1. Altın Platin Paladyum Alaşımları	10
2.1.4.1.1.2. Altın Paladyum Gümüş Alaşımları	10
2.1.4.1.1.3. Altın Paladyum Alaşımları	11
2.1.4.1.2. Paladyum Esaslı Olanlar	11
2.1.4.1.2.1. Paladyum Gümüş Alaşımları	11
2.1.4.1.2.2. Paladyum Bakır Alaşımları	11
2.1.4.1.2.3. Paladyum Kobalt Alaşımları	12
2.1.4.2. Temel Metal Alaşımları	12
2.1.4.2.1. Nikel Krom Alaşımları	12
2.1.4.2.2. Kobalt Krom Alaşımları	14
2.1.4.2.3. Titanyum ve Titanyum Alaşımları	15
2.1.5. Alaşım Seçimini Etkileyen Faktörler	15
2.2. Diş Hekimliğinde Beyazlatma	16

2.2.1. Beyazlatma Ajanları ve Beyazlatma Mekanizması	18
2.2.1.1. Hidrojen Peroksit	18
2.2.1.2. Karbamid Peroksit	20
2.2.1.3. Sodyum Perborat	21
2.2.2. Beyazlatmayı Etkileyen Faktörler	21
2.2.3. Beyazlatma Tedavilerinin Sınıflandırılması	22
2.2.3.1. Devital Beyazlatma Teknikleri	22
2.2.3.1.1. Walking Bleach Tekniği	22
2.2.3.1.2. Termokatalitik Yöntem	23
2.2.3.2. Vital Beyazlatma Yöntemleri	23
2.2.3.2.1. Ofiste Beyazlatma	23
2.2.3.2.2. Evde Beyazlatma	24
2.2.3.2.3. Tezgâh Üstü Ürünlerin Kullanımı	25
2.2.4. Diş Beyazlatma Tedavisinin Diş Dokuları Üzerine Etkileri	25
2.3. Korozyon	27
2.3.1. Korozyon Türleri	28
2.3.1.1. Kimyasal Korozyon	28
2.3.1.2. Elektrokimyasal Korozyon	28
2.3.2. Korozyonu Etkileyen Faktörler	31
2.3.3. Korozyon Hızı Belirleme Yöntemleri	33
2.3.3.1. Analitik Yöntemler	34
2.3.3.2. Kütle Kaybı Yöntemi	34
2.3.3.3. Elektrokimyasal Yöntemler	35
2.3.3.3.1. Tafel Ekstrapolasyonu Yöntemi	35
2.3.3.3.2. Lineer Polarizasyon Yöntemi	36
2.3.3.3.3. Alternatif Akım Empedans Yöntemi	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Örneklerin Elde Edilmesi	39
3.2. Elektrokimyasal Ölçümler	41
3.2.1. Test Elektrotlarının Hazırlanması	41
3.2.2. Deney Çözeltilerinin Hazırlanması	42
3.2.3. Elektrokimyasal Deneylerde Kullanılan Cihazlar	43

3.2.4. Elektrokimyasal Korozyon Testi	43
3.3. Kimyasal Ölçümler	45
3.4. SEM/ EDS Görüntülerinin Alınması	48
3.5. İstatistiksel Analiz	48
4. BULGULAR	50
4.1. Bellabond Plus Alaşımına Ait Bulgular	50
4.1.1. Bellabond Plus Alaşımına Ait Element Salınım Deney Bulguları	53
4.1.2. Element Salınım Deneyinden Önce Bellabond Plus Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi	59
4.1.3. Element Salınım Deneyinden Sonra Bellabond Plus Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi	60
4.1.4. EDS Yüzey Analiz Değerleri	64
4.2. Wiron 99 Alaşımına Ait Bulgular	65
4.2.1. Wiron 99 Alaşımına Ait Element Salınım Deney Bulguları	68
4.2.2. Element Salınım Deneyinden Önce Wiron 99 Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi	73
4.2.3. Element Salınım Deneyinden Sonra Wiron 99 Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi	74
4.2.4. EDS Yüzey Analiz Değerleri	78
4.3. Duceralloy C Alaşımına Ait Bulgular	79
4.3.1. Duceralloy C Alaşımına Ait Element Salınım Deneyi Bulguları	81
4.3.2. Element Salınım Deneyinden Önce Duceralloy C Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi	86
4.3.3. Element Salınım Deneyinden Sonra Duceralloy C Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi	87
4.3.4. EDS Yüzey Analiz Değerleri	91
4.4. Sheraalloy E Alaşımına Ait Bulgular	92
4.4.1. Sheraalloy E Alaşımına Ait Element Salınım Deneyi Bulguları	94
4.4.2. Element Salınım Deneyinden Önce Sheraalloy E Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi	100
4.4.3. Element Salınım Deneyinden Önce Duceralloy C Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi	101

4.4.4. EDS Yüzey Analiz Değerleri	105
4.5. Alaşımın Karbamid Peroksit Çözeltileri İçindeki Korozyon Hızı Değişim Grafikleri	106
5. TARTIŞMA	108
5.1. Diş Beyazlatma Tedavisinin Restoratif Materyaller Üzerine Etkileri	109
5.2. Elektrokimyasal Deneylerin Değerlendirilmesi	111
5.3. Element Salınım Deneylerin Değerlendirilmesi	116
5.4. Alaşımın SEM/ EDS Görüntülerinin ve Kütle Kayıplarının Değerlendirilmesi	121
6. SONUÇLAR	124
ÖZET	126
ABSTRACT	128
KAYNAKLAR	130
ÖZGEÇMİŞ	141

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAS: Atomik absorpsiyon spektrofotometre

AC: Alternatif akım

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği

Ag: Gümüş

Ag/ AgCl: Gümüş- gümüş klorür

Al: Alüminyum

Δm : Kütle Kaybı

Δt : Zaman aralığı

Au: Altın

B: Bor

β_a : Anodik tafel eğimi

β_c : Katodik tafel eğimi

Be: Berilyum

Ce: Seryum

$CH_6N_2O_3$: Karbamid Peroksit

Co: Kobalt

Cr: Krom

$^{\circ}C$: Santigrat Derece

Cu: Bakır

Dk: Dakika

E_{cor} : Korozyon potansiyeli

E_d : Denge potansiyeli

EDS: Enerji dağılımlı X- ışınları mikroanalizi

F: Faraday sabiti

Fe: Demir

Ga: Galyum

H_2O_2 : Hidrojen peroksit

HO_2 : Hidroperoksil

HP: Hidrojen peroksit

ICP: Inductively coupled plasma
ICP-MS: Inductively coupled plasma mass spectrometry
 I_{cor} : Korozyon hızı
In: İndiyum
Ir: İridyum
KP: Karbamid peroksit
M: Mol kütlesi
Mg /L: miligram/litre
mm: Milimetre
Mn: Manganez
Mo: Molibden
mV: Milivolt
Ni: Nikel
Ort: Ortalama
O₂: Hidrojen
p: istatistiksel önem derecesi
Pd: Paladyum
pH: Hidrojenin gücü
Rp: Polarizasyon direnci
Pt: Platin
Ru: Rutenyum
SEM: Tarama elektron mikroskopisi
Si: Silisyum
SiO₂: Silisyum oksit
Sn: Kalay
S.s: Standart sapma
Ti: Titanyum
 μ m: Mikrometre
V: Vanadyum
V: Volt
Zn: Çinko

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Metallerin kristalleşmesini gösteren şema	3
Şekil 2. Asidik pH'da hidrojen peroksitim iyonizasyonu	19
Şekil 3. Kataliz ve enzimlerin varlığında hidrojen peroksitin iyonlaşması	19
Şekil 4. Elektrokimyasal hücre şekli	28
Şekil 5. Çukurlaşma ile oluşan korozyon hücresi	31
Şekil 6. Tafel ekstrapolasyonu ile korozyon akımının bulunması	36
Şekil 7. Dental alaşımların in vitro korozyon testindeki aktif pasif davranışlarını gösteren potansiyodinamik polarizasyon diyagramı	38
Şekil 8. Test elektrodu	42
Şekil 9. Deney sisteminin şematik gösterimi	43
Şekil 10. Deney hücresinin şematik gösterimi	44
Şekil 11. Bellabond plus alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki potansiyel-zaman eğrileri	51
Şekil 12. Bellabond plus alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki AC empedans eğrileri	51
Şekil 13. Bellabond plus alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki tafel (akım- potansiyel) eğrileri	51
Şekil 14. Bellabond plus alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızı- derişim grafiği	52
Şekil 15. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Bellabond plus alaşımının çözeltiler içindeki toplam element değerleri	55
Şekil 16. Testlerden önce Bellabond Plus alaşımından alınan EDS analizi	59
Şekil 17. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond Plus alaşımının EDS analizi	60
Şekil 18. % 15'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond plus alaşımının EDS analizi	61
Şekil 19. % 20'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond plus alaşımının EDS analizi	62

Şekil 20. % 35'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond plus alaşımının EDS analizi	63
Şekil 21. Wiron 99 alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki potansiyel zaman eğrileri	65
Şekil 22. Wiron 99 alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki AC empedans eğrileri	66
Şekil 23. Wiron 99 alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki tafel eğrileri	66
Şekil 24. Wiron 99 alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızı-derişim grafiği	67
Şekil 25. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Wiron 99 alaşımının çözeltiler içindeki toplam element değerleri (mg/ L)	69
Şekil 26. Deneyden önce Wiron 99 alaşımından alınan EDS analizi	73
Şekil 27. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının EDS analizi	74
Şekil 28. % 15'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının EDS analizi	75
Şekil 29. % 20'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının EDS analizi	76
Şekil 30. % 35'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının EDS analizi	77
Şekil 31. Duceralloy C alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki potansiyel-zaman eğrileri	79
Şekil 32. Duceralloy C alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki AC empedans eğrileri	80
Şekil 33. Duceralloy C alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki tafel eğrileri	80
Şekil 34. Duceralloy C alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızı- derişim grafiği	80
Şekil 35. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Duceralloy C alaşımının çözeltiler içindeki toplam element değerleri	83
Şekil 36. Deneyden önce Duceralloy C alaşımından alınan EDS analizi	86

Şekil 37. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Duceralloy C alaşımının EDS analizi	87
Şekil 38. % 15'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Duceralloy C alaşımının EDS analizi	88
Şekil 39. % 20'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Duceralloy C alaşımının EDS analizi	89
Şekil 40. % 35'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Duceralloy C alaşımının EDS analizi	90
Şekil 41. Sheraalloy- E alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki potansiyel zaman eğrileri	92
Şekil 42. Sheraalloy- E alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki AC empedans eğrileri	93
Şekil 43. Sheraalloy- E alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki tafel eğrileri	93
Şekil 44. Sheraalloy E alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızı- derişim grafiği	93
Şekil 45. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Sheraalloy E alaşımının çözeltiler içindeki toplam element değerleri	96
Şekil 46. Deneyden önce Sheraalloy- E alaşımından alınan EDS analizi	100
Şekil 47. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının EDS analizi	101
Şekil 48. % 15'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının EDS analizi	102
Şekil 49. % 20'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının EDS analizi	103
Şekil 50. % 35'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının EDS analizi	104
Şekil 51. Alaşımların karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızı- derişim grafikleri	107

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. 30 mm uzunluğunda ve 2 mm çapında mum örnek	40
Resim 2. Test Örnekleri	41
Resim 3. Teflon tutucu içindeki örnek	42
Resim 4. Potansiyostat ile bağlantıları yapılmış elektrotların görüntüsü	44
Resim 5. Element salınım deneyindeki test tüpleri	47
Resim 6. ICP- OES cihazının görüntüsü	47
Resim 7. SEM/ EDS cihazı	48
Resim 8. Testlerden önce Bellabond Plus alaşımından alınan SEM görüntüsü	59
Resim 9. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond plus alaşımının SEM görüntüsü	60
Resim 10. % 15'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond plus alaşımının SEM görüntüsü	61
Resim 11. % 20'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond plus alaşımının SEM görüntüsü	62
Resim 12. % 35'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond plus alaşımının SEM görüntüsü	63
Resim 13. Deneyden önce Wiron 99 alaşımından alınan SEM görüntüsü	73
Resim 14. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının SEM görüntüsü	74
Resim 15. % 15'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının SEM görüntüsü	75
Resim 16. % 20'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının SEM görüntüsü	76
Resim 17. % 35'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının SEM görüntüsü	77
Resim 18. Deneyden önce Duceralloy C alaşımından alınan SEM görüntüsü	86

Resim 19. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Duceralloy C alaşımının SEM görüntüsü	87
Resim 20. % 15'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Duceralloy C alaşımının SEM görüntüsü	88
Resim 21. % 20'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Duceralloy C alaşımının SEM görüntüsü	89
Resim 22. % 35'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Duceralloy C alaşımının SEM görüntüsü	90
Resim 23. Deneyden önce Sheraalloy- E alaşımından alınan SEM görüntüsü	100
Resim 24. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının SEM görüntüsü	101
Resim 25. % 15'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının SEM görüntüsü	102
Resim 26. % 20'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının SEM görüntüsü	103
Resim 27. % 35'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının SEM görüntüsü	104

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Metal Porselen Alaşımaları	9
Tablo 2. Metallerin standart elektrot potansiyeli değerleri	32
Tablo 3. Kullanılan alaşımların bileşimleri (% ağırlık olarak) ve üretici firma detayları	39
Tablo 4. Çalışmada metal alaşımlarından hazırlanan örnek sayıları	40
Tablo 5. İyon salınımı deneyinde kullanılan alaşımların dağılımı	46
Tablo 6. Bellabond Plus alaşımının karbamid peroksit çözeltilerindeki korozyon değerleri	52
Tablo 7. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Bellabond plus alaşımının çözeltilerindeki element değerleri	53
Tablo 8. Bellabond Plus alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında nikel elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	56
Tablo 9. Bellabond Plus alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	56
Tablo 10. Bellabond Plus alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	57
Tablo 11. Bellabond Plus alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında nikel elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	57
Tablo 12. Bellabond Plus alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	58
Tablo 13. Bellabond Plus alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	58
Tablo 14. Bellabond Plus alaşımlarının başlangıç (% OKP) ve farklı KP içeren ortamlarda 5.gün sonunda metal yüzeyindeki element analiz sonuçları	64

Tablo 15. Wiron 99 alaşımının karbamid peroksit çözeltilerindeki korozyon değerleri	67
Tablo 16. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Wiron 99 alaşımının çözeltiler içindeki element değerleri (mg/ L)	68
Tablo 17. Wiron 99 alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında nikel elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	70
Tablo 18. Wiron 99 alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	70
Tablo 19. Wiron 99 alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	71
Tablo 20. Wiron 99 alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında nikel elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	71
Tablo 21. Wiron 99 alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	72
Tablo 22. Wiron 99 alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	72
Tablo 23. Wiron 99 alaşımlarının başlangıç (% 0KP) ve farklı KP içeren ortamlarda 5.gün sonunda metal yüzeyindeki element analiz sonuçları	78
Tablo 24. Duceralloy C alaşımının karbamid peroksit çözeltilerindeki korozyon değerleri	81
Tablo 25. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Duceralloy C alaşımının çözeltiler içindeki element değerleri	82
Tablo 26. Duceralloy C alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	84
Tablo 27. Duceralloy C alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında kobalt elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	84
Tablo 28. Duceralloy C alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	85
Tablo 29. Duceralloy C alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında kobalt elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	85
Tablo 30. Duceralloy C alaşımlarının başlangıç (% 0KP) ve farklı KP içeren ortamlarda 5.gün sonunda metal yüzeyindeki element analiz sonuçları	91

Tablo 31. Sheraalloy E Alaşımının Karbamid Peroksit Çözeltilerindeki korozyon değerleri	94
Tablo 32. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Sheraalloy E alaşımının çözeltiler içindeki element değerleri	95
Tablo 33. Sheraalloy E alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	97
Tablo 34. Sheraalloy E alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında kobalt elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	97
Tablo 35. Sheraalloy E alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	98
Tablo 36. Sheraalloy E alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	98
Tablo 37. Sheraalloy E alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında kobalt elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	99
Tablo 38. Sheraalloy E alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri	99
Tablo 39. Sheraalloy- E alaşımının başlangıç (% 0KP) ve farklı KP içeren ortamlarda 5.gün sonunda metal yüzeyindeki element analiz sonuçları	105
Tablo 40. Alaşımların karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızları	106

1. GİRİŞ

Günümüzde insanların artan estetik beklentilerine cevap verebilmek için diş hekimliğinde çeşitli yöntemler ve teknikler geliştirilmiştir. Dişlerde şekil ve renk bozukluklarını gidermek için farklı kompozit reçineler ve porselen kronlar farklı tekniklerle uygulanmaktadır. Bu geleneksel restoratif tekniklerin dışında, dişlerdeki renkleşmeleri gidermek için daha az invazif olan, kolay kullanıma sahip, ucuz ve oldukça etkili olan beyazlatma yöntemleri de uygulanmaktadır.

Evde uygulanan beyazlatma tekniği rutin uygulanmakta olan bir metottur. Yumuşak, plastik, gece takılabilen plaklar kullanılarak evde uygulanan beyazlatma tekniğinde beyazlama; istikrarlı olmayan serbest radikallerin dental sert dokulardaki organik pigment molekülleri ile kimyasal olarak etkileşmeleri sonucunda oluşur. Evde uygulanan ve vital dişlere uygulanan beyazlatma ajanları farklı oranlarda karbomit peroksit içerebilirler. Beyazlatma ajanlarının oral dokulara olan etkisi çok iyi bilinmektedir fakat dental materyallere etkisi hakkında az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Beyazlatma isteği ile diş hekimine başvuran hastaların pek çoğunun ağızında restorasyonlar bulunabilmektedir. Beyazlatma ajanları özellikle gece plağı veya ev aparatı kullanıldığında restoratif materyallerle temasa geçebilir. Bu temas sonucu metaller korozyona uğrayabilir ve restorasyonların estetik, dayanıklılık ve biyouyumluluklarında sorunlara neden olabilirler. Ağartma işleminde kimyasal maddeler kullanılması nedeniyle, bu ajanların biyolojik uyumsuzluk riskinin yanı sıra ağızda mevcut olan restorasyonlar üzerindeki etkilerinin de doğru tanımlanması gereklidir.

Bu çalışmada beyazlatma ajanlarının sabit protez yapımında kullanılan temel metal alaşımların korozyonu üzerine etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşımlar

Günümüzde diş hekimliğinde altın yaprak ve platin gibi saf metal uygulamaları kısmen geçerliliklerini korusalar da, alaşımlar hala önemli bir kullanım alanına sahiptirler (Wataha and Messer 2004). Alaşım, iki veya daha fazla metalin kaynaşması ile oluşan bir metalik yapıdır (Wataha 2002).

Metal ve alaşımları diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılır. Çelik alaşımları, çeşitli el aletlerinin ve ortodontik tellerin elde edilmesinde, altın alaşımları ve krom içeren alaşımlar kuron, inley ve protez kaidesi yapımında kullanılırken, cıva içeren amalgamlar dolgu maddesi olarak kullanılır.

Cıva haricindeki tüm metaller oda ısısında sert ve parlaktırlar. Kristal bir yapıya sahiptirler. Kristal yapı içinde atomlar birbirleri ile sıkı bir ilişki içindedir. Metaller opak olup, ısı ve elektriği iyi iletirler (McCabe and Angus 2008).

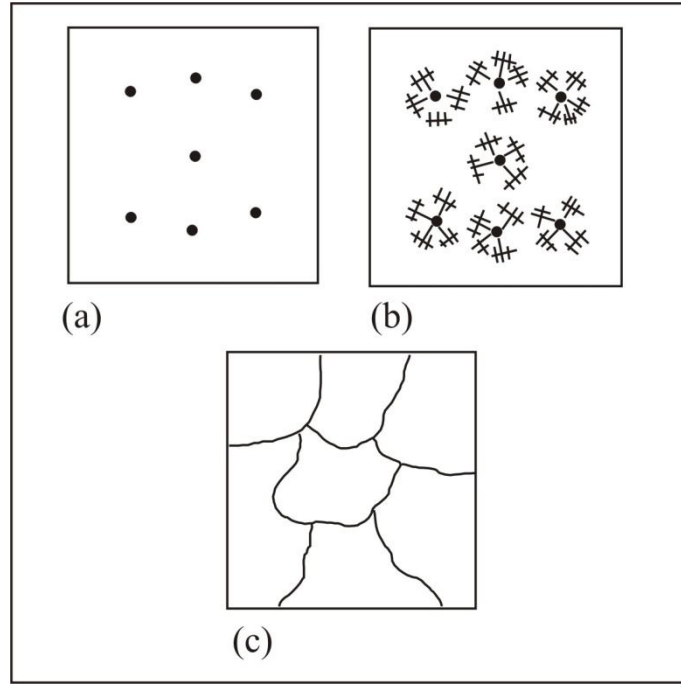
Protetik tedavilerde saf metallere ziyade alaşımlar kullanılmaktadır. Çünkü saf metaller yeterli fiziksel özelliklere sahip değildir. Örneğin saf altının çekme dayanıklılığı 105 MPa iken, kütlece %10 oranında bakır ilavesi ile bu değer 395 MPa' ya kadar yükselir (Wataha and Messer 2004).

2.1.1. Dental Alaşımların Yapısı

Metaller katı halde kristal yapıya sahiptirler. Erimiş metal veya alaşım soğutulunca kristalleşme belli kristal odaklarından başlar. Genellikle erimiş kitle içindeki yabancı maddeler kristal odaklarını oluştururlar (Şekil 1a).

Kristaller dendritler halinde büyürler ve merkezi odaktan başlayan üç boyutlu dallı bir yapı olarak tanımlanırlar (Şekil 1b). Kristal büyümesi tüm materyal katılaşıncaya ve tüm dendritik kristaller birbirleri ile temas edinceye kadar devam eder (Şekil 1c). Her kristale gren (tane) denilir ve birbiri ile temas eden iki gren arasındaki alan, gren sınırı (tane sınırı) olarak adlandırılır.

Kristalleşmeden sonra, grenler merkezi odaktan, her yönde aynı uzaklıkta durur. Tam kübik veya küresel değildirler, herhangi bir geometrik şekle uymazlar. Eşit akslı gren yapısına sahip oldukları belirtilir. Eşit akslı bu yapıdan daha uzun, fibröz yapıya geçiş mekanik özelliklerde büyük değişmelere yol açabilir (McCabe and Angus 2008).



Şekil 1: Metallerin kristalleşmesini gösteren şema (1a) odaklar, (1b) dendirit yapının oluşması, (1c) gren oluşması (McCabe and Angus 2008).

Her gren içindeki atomların yerleşimleri üç boyutlu kafes şeklindedir. Herhangi bir kristalin yerleşimi atomik çap ve atomların dağılımına dayanır. Düzgün bir kristal yapı eğilimi varsa da yapısal bozukluklara sıklıkla rastlanır. Bu bozukluklara dislokasyon denir ve bunların varlığı metal ve alaşımların çekilebilirliğini etkiler. Metal ve alaşım yüksek bir gerilim altında tutulursa, dislokasyonun kafes boyunca ilerleyerek gren sınırına ulaşması mümkündür. Dislokasyonun hareket ettiği düzleme kayma düzlemi ve bu hareketi başlatmak için gerekli gerilime de elastik limit denir (Naylor 1992, McCabe and Angus 2008).

Pratik açıdan, elastik limitin üzerindeki kuvvetlerin uygulanması dislokasyonların hareketi sonucu materyallerin daimi olarak deformasyona uğramasına yol açar. Kullanım yerine göre bu avantaj veya dezavantaj olabilir.

Gren sınırları dislokasyonların hareketlerine doğal bir engel oluşturur. Gren (tane) boyutu küçüldükçe, gren sınırlarının yoğunluğu da artar. İnce gren yapısına sahip metaller genellikle daha serttir ve kaba gren yapısına sahip metallere göre daha yüksek elastiklik limitine sahiptirler. Materyalin özellikleri gren boyutu kontrol edilerek belli oranda değiştirilebilir (McCabe and Angus 2008).

Metaller eriyik halde iken birbirleri içinde karşılıklı eriyebilme özelliğine sahiptir. İki veya daha fazla metal karışımına alaşım adı verilir. İki metalin birleşmesine binary, üç metalin birleştirilmesiyle ise tersiyer alaşım elde edilir.

Eriyik halde metaller birbirleri içinde eriyebilme özelliğine sahiptirler. Erime derecesinin altına soğutulduklarında ise 4 tip olay meydana gelir:

1. Bileşimi meydana getiren metaller birbiri içinde erimiş halde kalır. Buna katı çözeltiler adı verilir. Katı çözeltiler üç şekilde olabilir. Düzensiz katı çözeltilerde, alaşımı oluşturan metaller kristal kafesinde düzensiz yerleşim gösterirler. İkinci olasılık olan düzenli katı çözeltilerde metallerin kafes içinde belirli bir yerleşimi vardır. Üçüncü tip katı çözeltiler interstitial katı çözeltilerdir. Burada metallere biri kafes içinde, diğeri ise kafesler arasında yer alır. Böyle bir durum, alaşımı oluşturan metallere birinin çapının diğerkinden çok küçük olması halinde meydana gelir. Katı çözeltiler genellikle sert, dayanıklı ve bileşimindeki saf metallere göre elastik limiti daha yüksek metallerdir. İşte bu nedenle metaller tek başlarına çok seyrek kullanılırlar. Bu sertleşme etkisine çözeltiler sertleşmesi denir. Değişik atomik çapa sahip metaller aynı kafes içinde yer alınca, dislokasyon hareketlerine karşı kayma düzlemleri boyunca mekanik bir direnç oluşturdıkları düşünülmektedir (McCabe and Angus 2008).

2. Alaşımı meydana getiren metaller birbirleri içinde hiçbir şekilde erimezler. A ve B metalinden oluşan bu tip ikili bir alaşım incelendiğinde bazı bölgelerde A metali bazı bölgelerde de B metali görülür. Bu tip alaşımlar, özellikle bileşimindeki metallere elektrokimyasal potansiyelleri çok farklı ise ,elektrolitik korozyona karşı çok dirençsizdirler (McCabe and Angus 2008).

3. İki metal birbiri içinde kısmen erir. A ve B metalleri için belirgin faz oluşur. Bunlardan biri A metali içinde erimiş B çözeltilisi, diğeri ise B metali içinde erimiş A katı çözeltilisidir (McCabe and Angus 2008).

4. Eğer iki metal birbirlerine karşı belli bir afinite duyuyorsa, belirgin bir kimyasal bir formülü olan intermetalik bileşikler oluştururlar. İntermetalik bileşiklerin belirgin elektron gereksinimi olduğundan kristal bozuklukları çok azdır. Buna bağlı olarak kayma düzlemleri boyunca hareketleri de çok azdır. Bu nedenle bu materyaller oldukça sert ve kırılımandır, ekilebilmeleri de çok zordur.

Metaller için söz konusu olan tüm prensipler alaşımlar için de geçerlidir. Alaşımların gren boyutu, soğuma hızına bağlı olarak kontrol edilebilir. Ayrıca alaşımlar soğuk çalışma ile de elde edilebilir ve uygun şartlar altında rekristalizasyon ve gren büyümesi sağlanabilir (McCabe and Angus 2008).

Bir alaşım oluşturan metal ve metal olmayanlar karıştırıldığında, birbirleri içinde değişik derecelerde çözünürlük özelliğine sahip olurlar. Alaşımı oluşturan unsurların çoğu tek bir bileşen içinde öznyorsa, alaşım tek fazlı olarak tanımlanırlar. Bir veya daha fazla bileşen tek bir bileşen içinde çözünmüyorsa, alaşımın katı hal formu içinde birbirinden farklı kompozisyonlara sahip 2 veya daha fazla faz oluşur, bu durumda alaşım çok fazlı olarak tanımlanır (Wataha 2002, Wataha and Messer 2004). Faz yapısı alaşımın korozyonunu, direnç ve pürüzlendirme özelliklerini de etkiler (Wataha 2002). Tek fazlı alaşımlar çok fazlı olanlara göre daha düşük korozyon oranlarına sahiptir (Wataha 2001). Çünkü çok fazlı olanlarda farklı bileşimdeki mikroskobik bölgeleri arasında galvanik etkiler oluşur (Wataha 2002). Bununla birlikte çok fazlı alaşımlar, her fazın genellikle farklı bir oranda pürüzlenme özelliği sebebiyle simantasyon işlemi öncesi asitle przlendirilebilir (Wataha 2002), ek olarak tek fazlı alaşımlara göre belirgin olarak daha dirençlidirler (Wataha 2002, Wataha and Messer 2004). Tek fazlı alaşımlar laboratuvarında daha kolay işlenebilirler ve daha kararlı fiziksel özelliklere sahiptirler (Wataha 2002). Nikel esaslı alaşım 8-10 farklı metale ve birbirinden farklı 3 veya daha fazla sahiptir. Alaşımın faz yapısının çıplak gözle fark edilmesi mümkün değildir (Wataha and Messer 2004).

2.1.2. Dental Alaşımların Özellikleri

Dental alaşımlar şu nitelikleri taşımalıdır:

1. Biyouyumlu olmalıdır.
2. Korozyon ve lekelenmeye karşı dirençli olmalıdır.
3. Estetik olmalıdır.
4. Metal seramik restorasyonlar için, alaşımın termal genleşme katsayısı kullanılacak porselen ile son derece uyumlu olmalı ve alaşım yüksek sıcaklık derecelerini tolere edebilmelidir.
5. Net dökümler elde edilebilmesi için erime derecesi düşük olmalıdır.
6. Dökümden elde edilen restorasyonun hasta ağızında tam olarak adaptasyonu için soğuma esnasında büzülme göstermemelidir.
7. Ağız içinde meydana gelebilecek baskı, gerilme, bükülme gibi kuvvetlere karşı direnç göstermelidir.
8. Karşıt dişler ve restorasyonlar karşısında aşınmaya direnç gösterecek fakat mine ve porselen gibi diğer materyaller üzerinde aşındırıcı etki oluşturmayacak sertlikte olmalıdırlar.
9. Hem sabit hem de hareketli bölümlü protez yapımına olanak sağlamalıdırlar.
10. Final restorasyonda en küçük detayları bile başarıyla elde edebilmek amacıyla dökülebilirlik özelliği yeterli seviyede olmalıdır.
11. İstenilen şekilde parlatılabilmelidir.
12. Porselen bağlanmasına olanak vermelidir.
13. Ekonomik olmalıdır (Anusavice and Cascone 2003).

2.1.3. Dental Alaşımı Oluşturan Elementlerin Rolü

Alüminyum (Al): Nikel esaslı alaşımların erime derecesini düşürmek için kullanılır. Aynı zamanda sertleştirici etki gösterirken oksit oluşumunu etkiler. Kobalt krom alaşımlarıyla birlikte kullanıldığında asitlenebilme özelliği sayesinde mikromekanik tutuculuk sağlanmasına yardımcı olur (Naylor 1992).

Altın (Au): Korozyona karşı direnç sağlar, kararmayı engeller ve alaşımın erime derecesini düşürür. Alaşımın şekillendirilebilirliğini, parlatılabilirliğini, yoğunluğunu artırır. Alaşıma sarı bir renk verir fakat bu renk paladyum ve gümüş gibi beyaz metallerin ilavesiyle dengelenir (Naylor 1992).

Berilyum (Be): Nikel esaslı alaşımların erime derecelerini düşürür, dökülebilirliği ve parlatılabilirliğini artırır, alaşımı sertleştirip oksit oluşumunu kontrol edici etki gösterir. Nikel- krom- berilyum alaşımı asitle pürüzlendirildiğinde yapıdan Ni- Be fazı uzaklaşır (Naylor 1992, Leinfelder 1997, O'Brien 2002). Berilyumlu alaşımın çalışan teknisyenler ve bu alaşımları kullanan hastalarda biyolojik riskler söz konusudur (Wataha 2000, Anusavice and Cascone 2003).

Bakır (Cu): Alaşımın sertliğini ve dayanıklılığını artırırken erime derecesini düşürür. Porselen bağlantısı için gerekli oksit oluşumuna yardım eder (Naylor 1992).

Bor (B): Deoksit edicidir. Nikel esaslı alaşımlarda sertliği artırıp erimiş haldeki alaşımın yüzey gerilimini de düşürerek dökülebilirliği artırır. Ayrıca bor sünekliğin azaltılmasında rol oynar (Naylor 1992).

Krom (Cr): Nikel ve kobalt esaslı alaşımlarda pasivasyon sağlayarak korozyon direncini ve sertliği artırıcı bir elementtir (Naylor 1992).

Kobalt (Co): Nikel bazlı alaşımlara alternatif oluşturur fakat işlenmesi daha zordur. Paladyum içeren alaşımların içine ısı genleşme katsayısını artırması için ilave edilir (Naylor 1992).

Galyum (Ga): Gümüş içermeyen porselen alaşımlara, gümüşün eksikliği sebebiyle düşen termal genleşme katsayısını arttırmak için ilave edilir (Naylor 1992).

İndiyum (In): Altın içerikli alaşımlara ilave edilir. Alaşımın erime derecesini ve yoğunluğunu azaltırken akışkanlığı ve direncini artırır. Altın içermeyen alaşımlara porselen bağlantısı için gereken oksit oluşumuna yardımcı olması amacıyla eklenir. Gümüş içeren alaşımlara ilave edildiğinde kararmayı önleyici etki gösterir (Naylor 1992).

İridiyum (Ir): Mekanik özellikleri güçlendirmek ve lekelenme direnci sağlamak amacıyla altın ve paladyum esaslı alaşımlara eklenir ve tane inceltici olarak görev alır. İridiyum soy bir metaldir (Naylor 1992).

Demir (Fe): Bazı altın içerikli alaşımlara sertliği artırıcı ve oksit oluşturucu etki için eklenir (Naylor 1992).

Manganez (Mn): Nikel ve kobalt esaslı alaşımlarda oksit yapısındaki istenmeyen bileşenleri uzaklaştıran ve yapıyı kuvvetlendiren bir elementtir (Naylor 1992).

Molibden (Mo): Korozyona direnci artırır, oksit oluşumunu sağlar ve nikel bazlı alaşımlara ısıl genleşme katsayısını ayarlamak için eklenir (Naylor 1992, Anusavice and Cascone 2003).

Nikel (Ni): Metal seramik sistemlerde yaygın bir şekilde kullanılmasının sebebi ısı genleşme katsayısının altına yakın olması ve korozyona karşı olan direncidir. Bununla birlikte nikel hassasiyet oluşturu ve kanserojen olarak bilinmektedir (Naylor 1992, O'Brien 2002).

Paladyum (Pd): Altın alaşımlara ilave edildiğinde dayanıklılığı, sertliği, bükülme direncini, korozyona ve kararmaya karşı direnci artırır. Ayrıca erime derecesini ve bükülme direncini artırır. Hidrojen, oksijen ve karbona yüksek afinitesi vardır. Oldukça yüksek bir beyaz renk verici etkiye sahiptir, % 90 altın ve sadece % 10 paladyum içeren bir alaşım beyaz renkte görünür (Naylor 1992).

Platin (Pt): Altın alaşımların dayanıklılığı, erime derecesi, sertliği ile korozyon, kararma ve bükülme direncini artırır. Alaşımın rengini beyaza çevirir (Naylor 1992).

Rutenyum (Ru): İridiyuma benzer şekilde altın ve paladyum içerikli alaşımların içine ilave edildiğinde grenleri düzgünleştirip mekanik özellikleri artırır. Ayrıca kararmayı önleyici etkisi de vardır (Naylor 1992).

Silisyum (Si): Erime esnasında diğer elementlerin oksidasyonunu sağlamak için oksit yapısından istenmeyen bileşenleri uzaklaştıran bir ajandır. Ayrıca sertliği artırıcı etkisi de vardır (Naylor 1992).

Gümüş (Ag): Alaşımın erime derecesini düşürür, akıcılığını artırır, altın ve paladyum alaşımlarının termal genleşme katsayısının kontrolünü sağlar. Bazı seramiklerle birlikte kullanıldığında seramikte sarı, kahverengi veya yeşil renkleşmeye sebep olabilir. Oksijen absorpsiyonu eğilimi vardır bu da döküm sırasında porozite oluşmasına sebep olabilir. Bunu engellemek için alaşımın içine çinko ve indiyum ilave edilir. Kıymetli bir metal olmasına rağmen diş hekimliğinde soy metal olarak kabul edilmez (Naylor 1992, O'Brien 2002).

Karbon (C): Alaşımlara dayanıklılık, sertlik ve iletkenlik sağlar. Düşük derecede toksiktir (Avcı 1990).

Kalay (Sn): Alaşımın erime derecesini düşürürken sertliğini artırır. Altın ve paladyum alaşımlarında seramik adezyonu için gerekli oksit tabakasının oluşumunda en önemli rolü oynar (Naylor 1992).

Titanyum (Ti): Erime derecesini düşürür, dökülebilirliği ve sertliği artırır. Yüksek sıcaklıklardaki oksit oluşumunda etkilidir (Naylor 1992, O'Brien 2002).

Çinko (Zn): Erime derecesini düşürmeye yardımcı olur ve döküm işlemi esnasında alaşımın oksitlenmesini önler. Ayrıca dökülebilirliği artırır (Naylor 1992).

2.1.4. Dental Alaşımların Sınıflandırılması

Dental alaşımların sınıflandırılmasında birçok yöntem mevcuttur. En sık kullanılanlar 1984 yılında Amerikan Diş Hekimliği Birliği (American Dental Association, ADA) tarafından hazırlanan sınıflamadır. Alaşımları, yüksek soy, soy ve baz metal olarak tanımlayan bu sınıflama, her bir alaşımdaki altın ve diğer soy elementlerin miktarına dayanır (Ersoy 2002, Wataha 2002a, Rosenstiel et al., 2004). ADA sınıflandırmasının dezavantajı farklı kompozisyonlardaki alaşımların aynı grupta yer almasıdır. Bu sınıflamadaki kısıtlılık nedeniyle metal seramik sistemleri için bileşimi esas alan sınıflama O'Brien (2002) tarafından yapılmıştır (Tablo 1).

Tablo 1: Metal Porselen Alaşımları (O'Brien 2002)

METAL PORSELEN ALAŞIMLARI									
TEMEL METAL ALAŞIMLARI				SOY METAL ALAŞIMLARI					
NİKEL KROM BERİLYUM ALAŞIMLARI	NİKEL KROM ALAŞIMLARI	KOBALT KROM ALAŞIMLARI	TİTANYUM VE TİTANYUM ALAŞIMLARI	PALADYUM ESASLI ALAŞIMLAR					
				ALTIN ESASLI ALAŞIMLAR					
				PALADYUM GÜMÜŞ ALAŞIMLARI	PALADYUM BAKIR ALAŞIMLARI	PALADYUM KOBALT ALAŞIMLARI	ALTIN PLATİN PALADYUM GÜMÜŞ ALAŞIMLARI	ALTIN PALADYUM GÜMÜŞ ALAŞIMLARI	ALTIN PALADYUM ALAŞIMLARI

2.1.4.1. Soy Metal Alaşımlar

2.1.4.1.1. Altın Esaslı olanlar

2.1.4.1.1.1. Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları

İçeriğinde %75-88 altın, %11 paladyum, %8 platin ve eğer eklenmişse %5 gümüş bulunur. Temel metallerden indiyum, demir, kalay ve çinkoyu ise eser miktarda içerir. Avantajları; mükemmel seramik bağlantısı, dökülebilirliklerinin çok iyi olması, bitim ve uyumlama kolaylığı, okluzal yüzeyleri yeniden oluşturmaya olanak vermesi, korozyona dirençli olması ve biyolojik uyumluluğu sayılabilir. Dezavantajları ise yüksek maliyet, düşük sertlik (yüksek aşınma), yüksek yoğunluk, uzun köprüler için yetersiz elastikiyet modülü ve düşük erime sıcaklıklarından dolayı düşük çökme direncine sahip olmalarıdır (Naylor 1992, Zaimoğlu ve ark., 1993, Wang and Fenton 1996).

2.1.4.1.1.2. Altın- Paladyum- Gümüş (Au- Pd- Ag) Alaşımları

İçeriğinde %39-53 altın, %25-35 paladyum, %12-22 gümüş bulunur. Daha yüksek erime sıcaklığına sahip oldukları için altın-platin alaşımına göre akma direnci daha yüksektir. Altın-platin alaşımlarına göre daha sert, daha ucuz ve daha yüksek elastikiyet modülüne sahiptir. Ancak yüksek gümüş içeriği seramikte renklenmeye neden olabilir. Yüksek ısıl genleşme katsayısı, hidrojen absorpsiyonuna bağlı seramik bağlantısındaki problemler ve düşük korozyon direnci diğer dezavantajlarıdır (Naylor 1992, Zaimoğlu ve ark., 1993, Wang and Fenton 1996, O'Brien 2002).

2.1.4.1.1.3. Altın- Paladyum (Au- Pd) Alaşımaları

İçeriğinde %44-55 altın, %35-45 paladyum, %5 galyum, %8-12 indiyum ve kalay bulunur. Altın-platin-gümüş ve paladyum-gümüş alaşımlarının seramikte renklenme ve metalin yüksek ısıl genleşme katsayısından ortaya çıkan problemleri ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. Ancak bazı yüksek genleşmeye sahip seramik sistemleriyle uyum göstermez. Avantajları düşük yoğunluk, bağlanma dayanıklılığı ve dökülebilirliğinin iyi olmasıdır. Akma direnci ve sertliği altın-platin-gümüş ve paladyum-gümüş alaşımlarından daha yüksek olup, korozyon direnci de yüksektir. Yüksek maliyet dezavantajıdır (Naylor 1992, O'Brien 2002).

2.1.4.1.2. Paladyum esaslı olanlar

2.1.4.1.2.1. Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) Alaşımları

İçeriğinde %55-60 paladyum, %28-30 gümüş, indiyum ve kalay bulunur. Düşük maliyet, düşük yoğunluk, iyi seramik bağlantısı, yüksek akma direnci, yüksek elastikiyet modülü, ve korozyona dirençli olması avantajlarıdır. Dezavantajları ise gümüş içeriğine bağlı olarak seramikte renklenmeye neden olması, döküm ile ilgili sorunlarının bulunması ve gaz emilim riskidir (Naylor 1992, O'Brien 2002).

2.1.4.1.2.2. Palladyum- Bakır (Pd- Cu)

İçeriğinde %70-80 paladyum, %9-15 bakır, %1-2 altın veya platin bulunur. Seramik bağlantısı için, eser miktarda okside olabilen galyum, indiyum ve kalay içerir. Ara yüzeyde koyu renkte kalın oksit tabakası oluşturması, yüksek sıcaklıklara dayanıklılığının yetersiz olması, kenar uyumunun ısıl akma yüzünden deformasyona uğrayarak kenar açıklığına neden olması gibi dezavantajlarından dolayı kullanımları çok kısıtlıdır (Naylor 1992, O'Brien 2002).

2.1.4.1.2.3. Palladyum- Kobalt (Pd- Co)

En sık kullanılan yüksek palladyum alaşımıdır. Eser miktarda seramik bağlantısı için okside olabilen galyum ve indiyum içerir. Avantajları düşük yoğunluk, yüksek akma dayanıklılığı, parlatılabilirliği ve lehim kolaylığıdır. Dezavantajları ise kalın ve koyu renkte oksit tabakasının oluşması nedeniyle, seramiğin mavi renklenmesine neden olabilmesi ve gaz absorpsiyon riskidir. Yüksek ısıl genleşme katsayısına sahip seramikle daha uyumludur (Naylor 1992).

2.1.4.2. Temel Metal Alaşımları

ADA sınıflamasına göre ağırlıkça % 25' ten daha az oranda kıymetli metal içeren (Wataha 2002a) veya ağırlıkça % 75' ten daha fazla oranda temel metal (kıymetsiz metal) içeren alaşımlardır (Anusavice and Cascone 2003). Ancak pratik kullanımda bu alaşımlar, kıymetli metal içermemektedirler (Ersoy 2002, Wataha 2002a). Bütün dental alaşımlar içinde en karmaşık yapıda olanlar temel metal alaşımlarıdır. Oldukça düşük miktarda kıymetli elementler de içerebilirler fakat yapılarında esas olarak nikel, kobalt veya titanyum: bunlara ilaveten molibden, krom, alüminyum, vanadyum, demir, karbon, berilyum, manganez, galyum, seryum ve silisyum gibi elementlerden 6 -8 metal daha bulunur (Anusavice and Cascone 2003). Titanyum kıymetli veya temel bir metal olmamasına rağmen, sınıflamalarda temel metal alaşım grubu içinde yer almaktadır (O'Brien 2002).

2.1.4.2.1. Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları

Günümüzde sabit protezlerde en çok kullanılan temel metal alaşımıdır. Nikel-krom alaşımları berilyumlu ve berilyumsuz olarak iki ana gruba ayrılır. Berilyum dökülebilirliği arttırırken, yüksek sıcaklıklarda da kalın oksit tabakası oluşumunu engeller. Berilyum ilavesi ile alaşımın laboratuardaki döküm işlemi kolaylaşmakla birlikte, berilyumlu nikel krom alaşımları berilyumsuz alaşımlara göre çok daha fazla

korozyona uğrar (Bumgardner and Lucas 1993, Wataha and Lockwood 1998). Ancak berilyumun kanserojen etkisinden dolayı berilyumsuz nikel krom alaşımları kullanılmaktadır. İçeriğinde %62-77 nikel, %11-22 krom, demir, molibden, tantal ve bazen bor bulunur (Naylor 1992, Edgerton and Levine 1993). Ni esaslı alaşımlar, bütün dental döküm alaşımları arasında en yüksek elastik modüle sahiptir. Bu özellik alaşımın fleksibilitesini belirli bir dereceye kadar azaltır. Bu nedenle Ni esaslı alaşımlardan elde edilerek ağza simante edilen restorasyonların çıkartılmaları, aynı ebatlarda kıymetli metal alaşımlarından hazırlanan restorasyonlara göre oldukça güçtür (O'Brien 2002).

Düşük maliyeti önemli avantajdır. Dezavantajları ise kontrol edilemeyen oksit tabakası, nikelin toksik ve alerjik etkisi, yüksek sertliğinden dolayı laboratuvar işlemlerinin güçlüğüdür. Altın alaşımlarına göre dişten uzaklaştırılması daha zordur (Naylor 1992, Edgerton and Levine 1993).

Alaşımın yapısına katılan karbon elastik modülü artırırken, sertlik ve direnç kazandırır. Karbon, karbid oluşturarak alaşımı önemli derecede sertleştirir (Ersoy 2002).

Ni-Cr alaşımları yoğun araştırmalara konu olmuştur ve elektrokimyasal korozyon analizleri korozyon özelliklerinin değerlendirilmesinde uygun bir metot olduğunu belirtmişlerdir (Lucas and Lemons 1992).

Ni-Cr alaşımların içerisine, alaşımın koruyucu oksit tabaka oluşturma yeteneğini arttırmak amacıyla krom eklenmektedir. Alaşım içerisinde % 16–27 oranında krom bulunmasının optimum korozyon direnci sağlanması açısından önemi rapor edilmiştir (Lucas and Lemons 1992). Ayrıca Mn, Mo gibi metallerin alaşım içerisine eklenmesi de korozyon direncini artırıcı girişimlerdir (Pourbaix 1984, Lucas and Lemons 1992). Daha düşük seviyede krom içeren alaşımlar korozyon direnci için gerekli olan oksit filmini yeterli seviyede geliştiremeyebilirler (Sarkar and Greener 1973, Lucas and Lemons 1992). Espevik (1978), korozyona uğramış nikel ve krom esaslı alaşımların yüzey yapılarını incelemiş ve krom oranının düşük olduğu durumlarda korozif saldırının daha ciddi olduğunu gözlemlemiştir. Ni-Cr alaşımların bazılarının özellikle çukur ve/veya aralık korozyonuna yatkın oldukları rapor edilmiştir (Lucas and Lemons 1992).

Kedici et al. (1998) çalışmalarında, krom, nikel ve molibden alaşımlarının korozyona oldukça dirençli olduğunu, ancak bileşimlerindeki ufak değişikliklerin korozyon direncini etkili biçimde değiştirebileceğini belirtmişlerdir.

2.1.4.2.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) alaşımları

Bu alaşımların içeriğinde esas olarak %53-68 kobalt, %25-34 krom bulunur. Nikel ve berilyum içermedikleri için nikel-krom alaşımlarına göre biyolojik üstünlükleri olsa da nikel-krom alaşımlarından daha yüksek sertliğe sahip oldukları için, döküm ve laboratuvar çalışması zorluğu, karşıt arktaki dişlerin aşınmasına neden olması, daha fazla oksitlenmeleri bu alaşımların kullanımını kısıtlamıştır (Hruska 1987, Donley and Gillette 1991).

Kobalt esaslı alaşımlar genellikle nikel esaslı alaşımlara göre daha yüksek miktarlarda krom içerirler. Krom içeriği genellikle en fazla % 30' dur. Bunun sonucu olarak, bu alaşımlar nikel esaslı alaşımlardan daha iyi korozyon direncine sahiptir. Diğer alaşım elementleri karbon, volfram, niyobyum, silisyum, manganez, rutenyum, alüminyum ve molibdendir (Baran 1985, Wataha 2002, Ersoy 2002, Rosenstiel et al., 2001). Karbon, alaşımı güçlendirmek için ilave edilir. Karbon oranındaki yaklaşık % 0,2' lik bir değişim alaşımın diş hekimliğinde kullanılabilir olma özelliğini yitirmesine yol açar. Örneğin karbon oranı alaşım için belirtilen miktarın % 0,2' si kadar arttığında alaşım çok sert ve kırılğan olur, % 0,2' si kadar azaltıldığında ise alaşımın bükülme ve nihai direnci çok azalacaktır. Her iki koşulda da alaşım diş hekimliği için uygun olmayacaktır. Alaşımı oluşturan bütün elementler (Cr, Si, Mo, Co ve Ni) karbon ile etkileşerek karbidleri oluşturur ve bu yeni oluşum, alaşımın özelliğini değiştirir (Baran 2002).

Kıymetli metal içermedikleri için temel metal alaşımları korozyon dirençlerini diğer kimyasal özellikleri yoluyla sağlarlar. Gözle görülemeyen, ince bir kromoksit tabakası, alaşım yüzeyini pasifleştirerek, yüzeyi bütünüyle örten ve geçirgen olmayan bir film tabakasıyla kaplar. Bu tabaka çok ince olduğu için yüzey parlaklığı üzerinde olumsuz bir etki oluşturmaz (O'Brien 2002).

2.1.4.2.3. Titanyum ve Titanyum Alaşimleri

Titanyum, yaklaşık 30 yıldan beri ticari olarak kullanılan değerli bir metaldir. Korozyona karşı dirençli, yüksek dayanıklılığa sahip ve düşük özgül ağırlıklıdır (Zaimoğlu ve ark, 1993). Diş hekimliğinde titanyum genellikle saf olarak kullanılmaz. Titanyum- Alüminyum- Vanadyum alaşımı şeklinde kullanılmaktadır. Üstün biyolojik uyumluluk, yeterli fiziksel ve mekanik özellikler ve üstün bir korozyon direnci sergilemesine rağmen titanyum alaşımlarının dökülebilmeleri oldukça güçtür. Çok yüksek bir döküm sıcaklığı (yaklaşık 2000° C) gerektirmeleri, çok hızlı bir şekilde okside olmaları ve revetman materyalleri ile etkileşime girmeleri en önemli dezavantajlarıdır. Titanyum alaşımlarından restorasyon elde edilme zorluğu, bu alaşımların kullanım üzerinde olumsuz etki oluşturmuştur (O'Brien 2002). Titanyumun metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve çok kararlı olan pasif film tabakası sayesinde mükemmel korozyon direncinin olduğu bilinmektedir (Berg et al., 1995).

2.1.5. Alaşım Seçimini Etkileyen Faktörler

Bir alaşımda bulunması gereken özellikler dikkate alındığında; mevcut olan hiçbir alaşım türünün bütün koşulları aynı anda sağlayamayacağı bilinmelidir (Anusavice and Cascone 2003). Kullanılacak olan temel metal alaşımının seçiminde dökülebilirlik, biyouyumluluk, lekelenme ve korozyon direnci, porselen tarafından metal renginin maskelenebilmesi, sertlik, lehim yapılabilmesi, bükülme direnci, elastik modül ve ekonomik uygunluk gibi birçok faktör etkili olabilmektedir (O'Brien 2002, Wataha 2002a, Wataha 2002b, Anusavice and Cascone 2003, Wataha and Messer 2004).

Restorasyonlarda kullanılan alaşımlar geçen 25 yılda pek çok faktör nedeniyle değiştirilmiştir. Bunlardan ilk önemli faktör ekonomidir. Altın fiyatlarındaki dalgalanmaların sonucunda 1980'lerin sonları ve 1990'ların başlarında paladyum esaslı alaşımlar çok yaygın hale geldi. 2000'lerde paladyumun fiyatındaki büyük dalgalanmalar üreticilerin daha az paladyum içeren alaşımlar üretmesine sebep oldu.

Az oranda kullanılan gümüş de yıllardır fiyat dalgalanmaları içindedir. Platin fiyatları ise yıllardır daha az değişmektedir (Winkler et al., 1984, Rosenstiel et al., 2001, Ersoy 2002, Wataha 2002a).

Alaşımın geliştirilmesinde ikinci önemli faktör de daha iyi fiziksel özelliklere sahip alaşımlar ortaya çıkarma arayışlarıdır. Hareketli bölümlü protez alaşımlarında daha yüksek elastiklik modülü ihtiyacı halen tartışılmaktadır. Yüksek modüllü alaşım bükülmeyeceği için daha yüksek elastiklik modülü daha çok istenmektedir. Böylece, kalan dişlere ve dokulara gelen oklüzal kuvvetler daha etkili şekilde dağıtılacaktır. Yüksek elastiklik modülüne sahip alaşımlar metal seramik protezlerde de önemlidir. Metal alt yapının herhangi bir bükülmesi seramiğin kırılmasına neden olacaktır (Wataha 2002a, Ersoy 2002).

Alaşım seçiminde diğer bir önemli faktör biyolojik uyumluluk ve korozyondur. Alaşımların biyolojik ortamlardaki davranışları ile ilgili şüpheler yıllardır sürmesine rağmen, bazı özel alerjik reaksiyonlar dışında ciddi biyolojik problemleri gösteren bilimsel veriler yoktur. Yüksek soy alaşımlarının en uygun biyolojik uyumluluk gösteren alaşımlar olduğu bilinmektedir (Ersoy 2002). Nikel esaslı alaşımların yapısında bulunan berilyumun toz ve dumanlarının solunmasıyla toksik olduğu, ancak diş hekimliği ile ilgili bir zehirlenmenin görülmediği bildirilmiştir. Bununla birlikte, bu toksisite riski nedeniyle berilyumsuz alaşımlar üretilmeye başlanmıştır (Avcı 1990, Ersoy 2002).

Restorasyon yapıldığında dental alaşımların dişler ve çevre dokular ile uzun süreli temasları nedeniyle, bütün bu kriterler arasında en önemli olanları biyolojik uyumluluk ve korozyon direncidir (O'Brien 2002, Wataha 2002a, Wataha 2002b, Anusavice and Cascone 2003, Wataha and Messer 2004).

2.2. Diş Hekimliğinde Beyazlatma

Diş hekimliğinde estetik restoratif maddelerin gelişmesiyle her türlü renk, şekil, konum bozuklukları kolaylıkla çözümlenebilmektedir. Bununla beraber renkleşmiş dişlerin kimyasal yöntemlerle ağartılmaları işlemi daha konservatif olması nedeniyle çoğu defa tercih edilmektedir (Barghi 1998, Sung et al., 1999, Alaçam 2000).

Dişlerin normal renklerinin bozularak farklı bir renk almasına diş renklenmeleri denir (Bayırlı 1998). Diş renklenmeleri, renklenmenin lokalizasyonuna ve etiyojisine göre ayrılır ve çok faktörlü bir olaydır (Nattoo 1997). Diş renklenmeleri kaynaklarına göre dış kaynaklı ve iç kaynaklı olmak üzere iki grupta incelenir: Dış kaynaklı renklenmeler, boyar maddeler diş yüzeyinde veya pelikülün içinde biriktiğinde ortaya çıkar. İç kaynaklı renklenmeler ise boyar maddeler dişin mine ve dentin dokusunun içinde biriktiğinde oluşur ve genellikle sistemik veya pulpal kaynaklıdır (Watts and Addy 2001).

Dişin organik matriksinin veya uzun zincirli boyar maddelerin serbest radikaller tarafından parçalanarak daha açık renkli ara ürünlere dönüştürülmesine beyazlatma adı verilir (Attin et al., 2003). Dış kaynaklı renklenmeler pulpası canlı dişlere uygun beyazlatma yöntemleri (vital beyazlatma) uygulanarak, iç kaynaklı renklenmeler ise endodontik tedavi yapılan dişlere uygun beyazlatma teknikleriyle (non- vital beyazlatma) beyazlatılır. Beyazlatma işlemlerinde genel olarak hidrojen peroksit veya hidrojen peroksit açığa çıkaran bileşikler kullanılmaktadır (Goldstein and Garber 1995).

Ağartma tedavisinin endikasyonları:

1. Florozis renklenmeleri
2. Şiddetli olmayan tetrasiklin renklenmeleri
3. Mine dekalsifikasyonuna bağlı renklenmeler
4. Uzun süre çay, kahve ve tütün kullanımına bağlı oluşan renklenmeler
5. Yaşlanmaya bağlı renklenmeler
6. Doğal diş renklerinden memnun olmayan hastalar
7. Travma veya endodontik tedavi sonrası oluşan renklenmeler (Alaçam 2000).

Ağartma tedavisinin kontrendikasyonları:

1. Minede herhangi bir çatlak, bozukluk veya kırık mevcudiyeti
2. Çalışma sırasında uyum gösteremeyecek hastalar
3. Duyarlı dişler
4. Geniş pulpaya sahip dişler
5. Renklenmenin derin dentin dokularına ulaştığı çok koyu dişler
6. Çok yaşlı, sabırsız veya beklentisi çok fazla olan hastalar (Alaçam 2000).

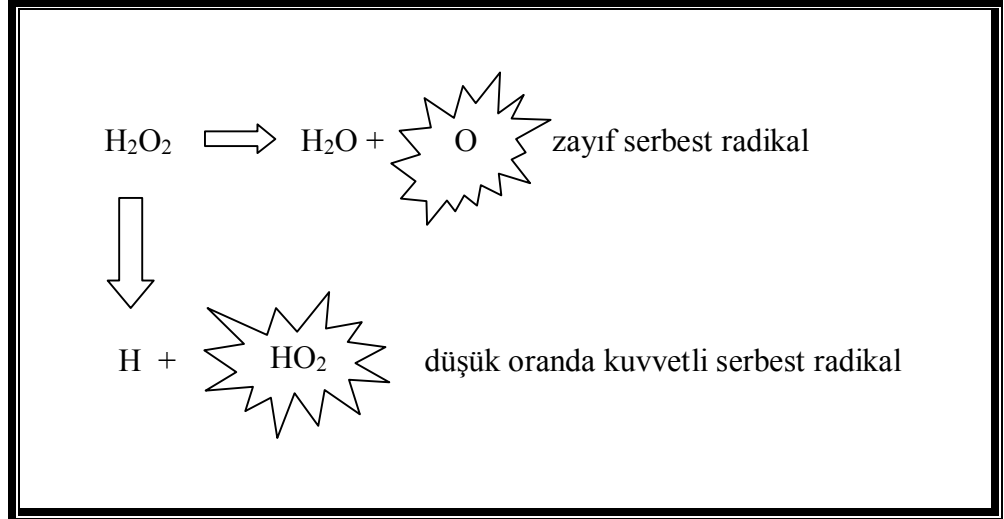
2.2.1. Beyazlatma Ajanları ve Beyazlatma Mekanizması

Ağartmanın esası renksiz yapıların renklenmelerine neden olan bileşiklerin yükseltgenme veya indirgenme ile değiştirilmesidir. Yükseltgen maddeler etken maddenin moleküler yapısını değiştirerek etki ederler (Alaçam 2000). Diş hekimliğinde beyazlatma için daha çok hidrojen peroksit ve türevlerini içeren ürünler kullanılmaktadır (Goldstein and Garber 1995). Hidrojen peroksit, ya direkt olarak dişler üzerine uygulanmakta ya da sodyum perborat veya karbamid peroksitin kimyasal salınımında açığa çıkması yoluyla uygulanır (Amato et al., 2006).

2.2.1.1. Hidrojen Peroksit

Dişlerin beyazlatılmasında en çok kullanılan madde hidrojen peroksitin (HP) sudaki % 35' lik çözeltisidir (superoxol). Hidrojen peroksitin (H_2O_2) eterdeki % 25' lik çözeltisi (pirozon) da benzer etkiler taşır. Ancak bulantı verici bir kokusu vardır ve şişenin kapağı açılınca kararlılığını kaybeder. Her iki çözeltide kuvvetli oksitleyici özellik taşır (Alaçam 2000).

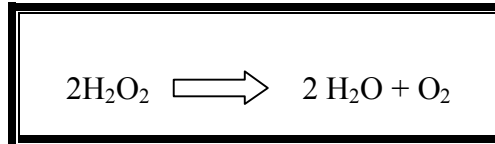
Hidrojen peroksit, serbest radikal üretebilen oksitleyici bir ajandır. Serbest radikaller HO_2 ve O_2 ' dir. İki radikalde oldukça reaktiftir. Reaksiyon sonunda zayıf serbest radikal O_2 büyük miktarda üretilir (şekil 2). HO_2 en kuvvetli serbest radikaldir. H_2O_2 iyonizasyonu sırasında HO_2 oluşumunu artırmak için optimum pH 9,5- 10,8' dir. Bu pH seviyesinde diğer seviyelere oranla daha fazla ağartma etkisi oluşmaktadır (Alaçam 2000). Normalde asidik olan hidrojen peroksit'in pH' ını alkali seviyeye yükseltmek için, çözeltiye sodyum hidroksit eklenebilir (Nakamura et al., 2001). Reaksiyon sonucunda perhidroksil HO_2 oluşur ve ağartma etkisi sağlanır.



Şekil 2. Asidik pH' da hidrojen peroksitin iyonizasyonu

Radikaller eşleşmemiş elektronlara sahip oldukları için son derece elektrofildir. Dengeli hale geçebilmek için organik moleküllere saldırır ve diğer radikalleri oluştururlar. Radikaller en çok doymamış bağlarla reaksiyona girerler. Bu da, dış minesinin organik moleküllerinin emilim enerjisinin değişmesine ve elektron birleşiminin bozulmasına neden olur. Buna bağlı olarak, daha az ışık yansıtan basit moleküller oluşur. Böylelikle başarılı bir ağartma sağlanmış olur (Goldstein and Garber 1995, Alaçam 2000).

Ağızda bulunabilen dekompozisyon enzimleri, reaksiyonu hiç serbest radikal oluşmayacak şekilde değiştirerek, hidrojen peroksitin ağartma özelliğini ortadan kaldıracaktır (Şekil 3). Bu enzimler vücudun oksijen toksisitesine karşı savunma sisteminin önemli bir parçasıdır. Bu nedenle ağartma maddesi uygulanırken, dişlerin kuru ve debristen arındırılmış olmaları gerekir (Alaçam 2000).



Şekil 3. Kataliz ve enzimlerin varlığında hidrojen peroksitin iyonlaşması

Ağartma işlemi sırasında ileri derecede pigmentasyonlu karbon halkalı bileşikler açılarak, daha açık renkli zincirlere dönüştürülürler. Örneğin karbon çift

bağlı bileşikler genellikle sarı renktedirler ve alkol benzeri hidroksil gruplarına dönüştürüldüklerinde renksiz hale gelirler. Bu işlem materyal tümüyle ağarana kadar devam eder (Alaçam 2000).

Ağartmaya devam edildikçe ortamda sadece hidrofilik renksiz yapıların kaldığı bir noktaya ulaşılır. Bu materyalin doygunluk noktasıdır. Ağartma bir anda yavaşlar. Ağartmaya devam edilirse proteinlerin karbon bağları ve diğer karbon içeren materyaller yıkılmaya başlar. Hidroksil grupları içeren bileşikler çoğunlukla renksizdirler. Bu gruplar bölünmeye başlarlar. Materyal çok daha ufak parçalara ayrılır. Geriye kalan materyalin çok hızlı bir şekilde karbondioksit ve suya dönüşmesi ile birlikte minedeki madde kaybı da hızlanır. Ağartma işleminin en son aşaması mine yapısının bozulması ve kaybıdır (Alaçam 2000).

2.2.1.2. Karbamid Peroksit

Üre hidrojen peroksit olarak da bilinir (Alaçam 2000). Karbamid peroksit ($\text{CH}_6\text{N}_2\text{O}_3$) farklı konsantrasyonlarda (%3,5- %37) kullanılmaktadır. Ortalama pH 5 - 6,5 arasındadır. Ticari preparatlarda ayrıca gliserin, propilenglikol, sodyum stannat, fosforik ve sitrik asit ve tat ve koku veren maddeler bulunur (Alaçam 2000). Karbamid peroksit kararlı olmayan bir bileşik olup, doku veya tükürükte hemen bileşiklerine ayrışır (Haywood and Heymann 1991). % 10'luk karbamid peroksit % 3,5 hidrojen peroksit ve % 6,5 üreye parçalanır. % 15'lik karbamid peroksit, % 5,4 hidrojen peroksit ve % 20 karbamid peroksit ise % 7 oranında hidrojen peroksit açığa çıkartmaktadır. % 35'lik karbamid peroksit parçalandığında,% 10 oranında hidrojen peroksit meydana gelmektedir (Greenwall 2001).

Oluşan hidrojen peroksit oksijen ve suya, üre de amonyak ve karbondioksite dönüşür. Amonyagin ortamın pH'ını yükselterek beyazlatma reaksiyonlarını kolaylaştırdığı düşünülmektedir (Dahl and Pallesen 2003).

Karbamid peroksitli ürünler karbopol içerir veya gliserin esaslıdır. Karbopol dokuya yapışmayı, bağlanmayı arttıran ve yavaş oksijen salınımına neden olan bir maddedir. Karbopol içermeyen ürünlerde oksijen salınımı hızlıdır. Fakat ağartma işleminin etkinliğini değiştirmez (Alaçam 2000). Hızlı oksijen salan sistemler 1

saatten daha az sürede maksimum oksijen salar. Oysaki yavaş oksijen salan sistemler bu etkilerini 2-3 saat sürdürürler. Bu nedenle etkinlikleri daha fazladır (Caughman et al., 1999).

Karbamid peroksit uygulamalarında ağız ve plak içindeki pH'ın yükseldiği ve en az 2 saat de aynı düzeyde kaldığı ileri sürülmektedir (Alaçam 2000).

2.2.1.3. Sodyum Perborat

Devital ağartma tekniklerinde kullanılan bu ürün toz halinde bulunur. Taze olduğunda % 95 perborat ve % 9,9 oksijen içerir. Kuru olduğunda kararlıdır. Asidik ortamda, ılık havada veya suyla sodyum metaborat, hidrojen peroksit ve serbest oksijen haline döner. Hidrojen peroksit çözeltilerinde daha kolay kontrol edilir ve güvenlidir (Alaçam 2000). Monohidrat, trihidrat ve tetrahidrat formları bulunmaktadır ve bulunduğu form maddenin açığa çıkardığı serbest oksijen miktarını etkilemektedir. Oksijenin hidrojen peroksitle sinerjik etki gösterdiği düşünülmektedir. Ancak bu etkinin dişler üzerindeki beyazlatma etkinliğinin değiştirdiği ispatlanamamıştır (Ari and Ungör 2002).

2.2.3. Beyazlatmayı Etkileyen Faktörler

1. Yüzey temizliği: Eklentiler polisaj yapılarak uzaklaştırılır.
2. Hidrojen peroksit derişimi: Derişim ne kadar yüksek olursa oksidasyon işleminin etkisi de o kadar artar. En yüksek derişim % 35' tir. Fakat bu orandaki hidrojen peroksit jel haline getirildiğinde derişim % 25'e düşer.
3. Sıcaklık: Her 10 °C'lık sıcaklık artışı, reaksiyonun hızını iki katına çıkarır. Hastanın rahatsızlık duymadığı en yüksek sıcaklık, en etkili seviyedir.
4. pH: hidrojen peroksitin uzun süre saklanabilmesi için asidik bir pH sağlanmalıdır. Hidrojen peroksitin maksimum yükseltgenme etkinliği gösterdiği pH aralığı 9,5- 10,8 arasındır. Bu seviyedeki sonuç, aynı süre içerisinde daha düşük bir pH seviyesinde elde edilen sonuçtan en az % 50 daha iyidir.

5. Süre: Ağartmanın etkisi uygulama süresine direkt olarak bağlı olup uzun süreli uygulamalar, daha fazla beyazlatma sağlamaktadır.

6. Yalıtım: Hidrojen peroksit uygulanırken ortamın yalıtılmasının, ağartmanın etkinliğini arttırdığı gösterilmiştir (Alaçam 2000).

2.2.3. Beyazlatma Tedavilerinin Sınıflandırılması

Beyazlatma tedavileri vital ve devital dişlerde uygulanmalarına göre iki gruba ayrılabilirler gibi klinik ve klinik dışında uygulananlar olarak da gruplandırılmaktadır (Heymann 2002, Atalayın ve ark., 2008).

A. Devital Beyazlatma Teknikleri

1. Walking Bleach Tekniği

2. Termokatalitik Yöntem

B. Vital Beyazlatma Teknikleri

1. Ofiste Beyazlatma

2. Evde Beyazlatma

3. Tezgâh Üstü Ürünlerin Kullanımı

2.2.3.1. Devital Beyazlatma Teknikleri

2.2.3.1.1. Walking Bleach Tekniği

Bu yöntemde beyazlatma ajanı pulpa odasına yerleştirilir ve kavite geçici olarak simanla kapatılır. Hasta evine gönderilir ve belirli aralıklarla çağırılarak beyazlatma maddesi değiştirilir. Beyazlatma miktarı yeterli görülmediğinde işlem tekrarlanabilir (Goldstein and Garber 1995).

2.2.3.1.2. Termokatalitik Yöntem

Ofiste uygulanan bu yöntemde % 30- 35'lik hidrojen peroksit pulpa odasına yerleştirilir ve sabit ısıya ayarlanmış, elektrikle ısınan özel bir cihaz veya ışıkla aktive edilir. Termostatlı özel uç, 50- 60 °C arasında sabit sıcaklığa ayarlanır. Isı ya da ışık uzun sürelerle kullanılmamalıdır. 5 dakikalık periyodu takiben diş en az 5 dakika soğumaya bırakılmalıdır (Lewinstein et al., 1991, Greenwall 2001).

2.2.3.2. Vital Beyazlatma Teknikleri

Vital beyazlatma tedavilerinde kullanılan beyazlatma ajanları genel olarak çeşitli derişimde karbamid peroksit (KP) ve hidrojen peroksit (HP) içermektedir.

2.2.3.2.1. Ofiste Beyazlatma

Yüksek derişimde ağartma maddesi içeren jel, hekim tarafından klinikte uygulanır. Jeldeki aktif madde ya % 30- 35'lik HP veya % 35'lik KP' dir (Haywood and Heymann 1991). HP' nin % 30 ve % 35' lik derişimlerinin ışıksız veya ışık ve/veya ısı ile aktivasyonu önerilir (Atalayın ve ark., 2008).

Işık ve/ veya ısı kullanarak beyazlatmada (Power bleach), yumuşak dokular koruma altına alındıktan sonra yüksek derişimlerdeki hidrojen peroksit (%25- 35 HP) beyazlatma etkisinin ortaya çıkışını hızlandırmak için ısı veya ışık kullanılarak aktive edilmektedir. Bu yöntem ilk seansta belirgin beyazlatma sağlamaktadır (Goldstein and Garber 1995, Greenwall 2001).

Isı oluşturmeyen, daha hızlı ve güvenilir ışık kaynaklarının kullanılmaya başlaması ile kliniklerde kullanılan beyazlatma tedavileri daha güncel hale gelmiştir. Günümüzde kliniklerde kullanılan beyazlatma sistemlerinin birçoğunda peroksitler bir enerji kaynağı ile aktive edilmektedir. Bu amaçla argon ve karbondioksit lazerler, plazma ark lambaları, quartz halojen lambalar ve infrared lambalar kullanılabilir (Blankenau et al., 1999).

Isı ve ışık kullanılmadan ofiste yapılan beyazlatmada, yüksek konsantrasyonlardaki HP veya KP (%30- 35) dişler üzerine uygulanır (Greenwall 2001). Profesyonel olarak hekim tarafından uygulanan diş beyazlatma ürünlerinde % 15- 43 oranları arasında değişen, karbamid peroksit içeren jeller uygulanmaktadır (Miles et al., 1994, Ersöz ve Özyurt 1998, Bulut et al., 2006, Türkün et al., 2010). İşlem sırasında jel 2 mm kalınlık ve 30 dk süreyle dişlere uygulanır. İstenen beyazlık sağlanana kadar 2- 3 gün arayla işlem tekrarlanır. Tedavi bitiminde ise flor uygulanır. Bu yöntem home bleaching ile birlikte uygulandığında tedavi süresi kısılacak, etkinliği ise artacaktır (Alaçam 2000).

2.2.3.2.2. Evde Beyazlatma

Hekim kontrolünde evde uygulanan vital diş beyazlatma yöntemi ilk olarak Haywood ve Heymann (1989) tarafından 1989 yılında tanımlanmıştır. Nightguard vital bleaching (NGVB) tekniği olarak da isimlendirilir. Günümüze kadar birçok değişime uğramasına karşın bu yöntemin temeli % 10 KP içeren beyazlatıcı ajanların geleneksel taşıyıcılar içerisinde 6- 8 saat arasında değişen sürelerde 2- 6 hafta kullanılmasına dayanmaktadır (Haywood 1992). Kullanılan materyallerin güvenilir olması ve tedavinin yüksek başarı oranı ile uygulanmasının yanı sıra hastalar tarafından kullanımlarının kolay olması ve klinikte az zaman harcanması ve maliyetinin düşüklüğü bu tekniğin en önemli avantajlarıdır (Weinberg 1997).

Düşük derişimlerde aktif madde içeren jel, evde hasta tarafından gece koruyucu plak yardımıyla uygulanır. Jeldeki aktif madde ya % 10'luk HP veya % 10- 15 KP'dir dir (Haywood and Heymann 1991). Karbamid peroksidin % 10'luk derişimi standart olarak kabul edilmesine rağmen firmalar % 3'den % 37'ye değişen oranlarda KP içeren ajanlar üretmektedir (Atalayın ve ark., 2008).

Matis et al. (2000) % 10 ve % 15'lik karbamid peroksidin ağartıcı etkilerini karşılaştırmak için yaptıkları in vivo çalışmada, 4 hafta sonunda % 15'lik KP kullanan hastaların dişleri belirgin olarak daha beyazken, 6 hafta sonunda bu fark ortadan kalkmıştır. Bu sonuca göre %15 KP içeren maddelerin kısa, % 10 KP içerenlerin ise uzun süreli kullanımlarının gerektiği bildirilmiştir.

Gece koruyucu plaklar, beyazlatma ajanlarının dişler üzerinde belirli pozisyonlarda tutulmasını sağlayan araçlardır ve beyazlatıcı ajanın etkinliğinin tükürük tarafından azaltılmasını engelleyecek şekilde dişlere uyumlu olmaları gerekmektedir. Plak, kullanılacak maddenin akıcılığına ve lekenin lokalizasyonuna göre rezervuarlı, rezervuarsız, gingival marjin bölgelerinde kıvrımlı veya kıvrımsız olarak hazırlanabilir (Haywood 1997, Caughman et al., 1999).

Hekim kontrolünde hastaların evde uyguladıkları beyazlatma sistemleri gece veya gündüz kullanılabilirler. Bazı üretici firmalar ürünlerinin gece boyunca, bazıları ise gündüz birkaç saat boyunca kullanılmasını önermektedirler. Tüm hastalar için uygun olan tek bir tedavi seçeneği yoktur, ancak tükürük akışının azalması nedeniyle tedavilerin gece boyunca uygulanması tedaviden sağlanan yararı arttırmaktadır (Heymann 2002). Tedavi süresi renklenmenin türüyle ilişkilidir. Üretici firmalar tarafından tedavi süresi genellikle 2 hafta olarak belirtilse de, bu sürenin 2- 6 hafta olabileceği bilinmelidir (Haywood 1997, Caughman et al., 1999).

2.2.3.2.3. Tezgâh Üstü Ürünlerin Kullanımı

Diş hekiminin danışmanlığı ve kontrolü olmaksızın hastanın market ve eczanelerden satın alarak kullandığı ürünler mevcuttur. Bunlar arasında diş yapışan bantlar, ağız gargaları, diş macunları ve diş belirli aralıklarla cila şeklinde sürülen sistemler sayılabilir. Bu ürünler tipik olarak düşük oranlarda beyazlatıcı (% 3- 6 hidrojen peroksit) içerirler ve genellikle günde 2 defa 2 hafta süreyle kullanılmaları yazarlar tarafından önerilmektedir (Greenwall 2001, Joiner 2006).

2.2.4. Diş Beyazlatma Tedavisinin Diş Dokuları Üzerine Etkileri

Beyazlatma ajanlarının diş yapısına etkisi üzerine çeşitli görüşler mevcuttur. Bir çok yazar beyazlatılmış diş minesinin abrazyon direnci ve mikrosertliğinde azalma (Seghi and denry 1992, Pinherio et al., 1996), dentin mikrosertliğinde azalma (Pecora et al., 1994) ve beyazlatma sonrası hemen veya bir haftadan daha kısa süre

içinde restorasyon yapılması durumunda dentin bağlanma gücünde azalma (Syprides et al., 2000) gibi bazı olumsuz etkiler bildirmişlerdir.

Beyazlatma ajanlarının minenin mikrosertliği üzerine etkilerini inceleyen çalışmalarda % 10'luk karbamid peroksit kullanımının minenin yüzey sertliğini değiştirmedigini ancak % 30'luk hidrojen peroksit kullanılmasının mine ve dentinin yüzey sertliğini azalttığı bildirilmiştir (Rotstein et al., 1992, Potocnik et al., 2000, Lewinstein et al., 2004).

Lewinstein et al. (2004) % 35 hidrojen peroksit (Opalescence Xtra), % 35 karbamid peroksit (Opalescence Quick), % 15 karbamid peroksit (Opalescence F), % 10 karbamid peroksit (Opalescence) ile yaptıkları çalışmada beyazlatma ajanlarının mine ve dentinin mikrosertliği üzerine etkilerini incelemişlerdir. Muayenehanede hem ışıklı hem de ışısız beyazlatmanın, ayrıca evde uygulanan yöntemlerin mine ve dentinin sertliğini azalttığını bildirmişlerdir. Ofiste uygulanan materyaller, yüksek derişimleri nedeniyle temas süreleri daha az olmasına rağmen sertlikte daha fazla azalma yapmışlardır.

Oltu ve Gürkan (2000), 6 hafta süreyle uygulanan % 10 ve % 16'lık karbamid peroksitin minenin yüzey morfolojisini değiştirmedigini, 4 gün süreyle 30 dakikalık seanslar halinde uygulanan % 35'lik hidrojen peroksitin ise değiştirdigini göstermişlerdir.

Zalkind et al. (1996) % 30'luk hidrojen peroksitin minenin, dentinin ve sementin yüzey morfolojisini etkiledigini bildirmiştir. En fazla değişiklik sement dokusunda görülmüştür.

Ching et al. (2004), % 30'luk hidrojen peroksit çözeltisi, % 35'lik hidrojen peroksit jeli ve % 35'lik karbamid peroksit jeli, sodyum perborat+ su, sodyum perborat+ hidrojen peroksit karışımlarının intrakoronel beyazlatmada kullanıldığında dentinin mikrosertliğinde yarattığı değişiklikleri incelemişlerdir. Araştırmacılar sodyum perboratın su ve hidrojen peroksitle karıştırılarak hazırlanan patlarının dentinin mikrosertliğini azaltmadığını diğer materyallerin hepsinin az da olsa azalma meydana getirdigini gözlemlemişlerdir.

Beyazlatma ajanlarının pulpa üzerindeki etkileri geri dönüşümlüdür (Haywood 1992). Dişlerde geçici olarak bir pulpa hassasiyeti oluşabilir ki bu durum beyazlatma ajanlarından daha çok dişte olması muhtemel çatlaklar, uyumsuz restorasyonlar veya

teknığe bağlı olarak kullanılan ısı ve ışıkla gelişir (Haywood 1997). Heymann (1997), karbamid peroksitin hidrojen peroksite göre daha az düzeyde pulpaya penetre olduğunu belirtmiştir.

2.3. Korozyon

Korozyon, metal ve alaşımların çevreleri ile kimyasal ve elektrokimyasal reaksiyonları sonucu bölgesel ya da toptan yıkıma uğramalarını ya da özelliklerinde istenmeyen değişikliklerin meydana gelmesi olarak tanımlanır (Doruk 1982). Korozyon, metal ve alaşımların kimyasal reaktivitesini belirten bir terim olup, metal ve alaşımlarda aranılan en önemli özelliklerden birisi de korozyona karşı dirençtir (McCabe 1999).

Metallerin hemen hepsi doğada bileşik halinde bulunurlar. Üretilen metal ve alaşımları ise tekrar kararlı durumları olan bileşiklerine dönme eğilimindedirler. Bu nedenle, metaller içinde buldukları ortamın elemanları ile reaksiyona girerek önce iyonik duruma dönüşürler, sonra da ortamdaki başka maddelerle birleşerek bileşik oluşturabilirler. Böylece, kimyasal değişim veya bozunuma uğrarlar (Jones 1996).

Alaşım içindeki elementler iyonize olduğu zaman korozyon meydana gelir. Alaşım içinde başlangıçta elektrik yükü bakımından nötr olan elementler elektronlarını kaybeder ve ortama pozitif yüklü iyonlar halinde salınır (Wataha 2000).

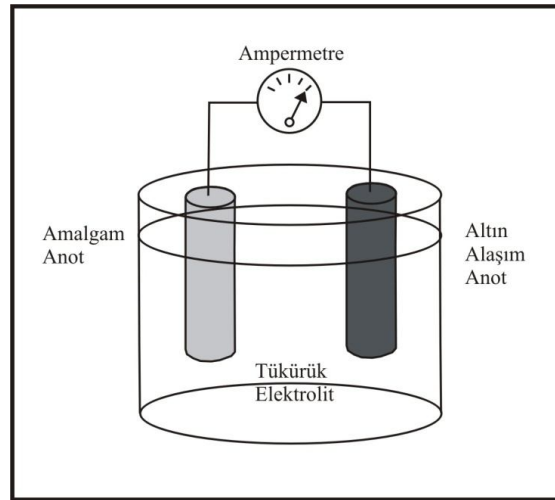
Korozyonda metal oksitlenirken metal olmayan elementlerde indirgenir. Bunlar korozyon ürünü olarak adlandırılan ve yüzeyde pasif bir tabaka meydana getirecek şekilde ise metal yüzeyini ya bozunmaktan koruyabilir ya da olayın gelişmesini hızlandırabilirler (Zaimoğlu ve ark, 1993).

2.3.1. Korozyon Türleri:

Korozyon kimyasal ve elektrokimyasal olmak üzere iki şekilde meydana gelmektedir.

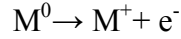
a. Kimyasal korozyon: Metal ve alaşımların gaz ortamlar içindeki oksitlenmesidir (kuru korozyon) (Doruk 1982). Elektrolit olmaksızın gerçekleşebilen oksidasyon, halojenizasyon ve sülfürizasyon reaksiyonlarıdır (Anusavice and Brantley 2003).

b. Elektrokimyasal Korozyon: Metal ve alaşımların sulu ortamlar içindeki korozyonudur (ıslak korozyon) (Doruk 1982). Elektrokimyasal korozyonun meydana gelebilmesi için elektrik akımının iletilebileceği bir ortamın bulunması gereklidir. Korozyon elektrik akımı geçişi ile meydana gelir (Zaimoğlu ve ark, 1993). Bir anot, bir katot ve bir elektrolitten oluşan basit bir pil hücresi, elektrokimyasal korozyonun en basit şeklidir (şekil 4). İki elektrot arasındaki voltaj ve akımın ölçülmesi amacıyla bir aparat (voltmetre veya ampermetre) korozyon hücresine bağlanır. Örneğin, amalgam bir restorasyon anot, altın bir restorasyon katot ve elektrolit olarak tükürük bu tür bir hücre oluşturabilir (Anusavice and Brantley 2003). Korozyon mekanizması esas olarak elektrokimyasaldır (Canay and Öktemer 1992).

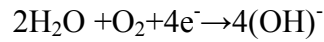
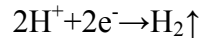
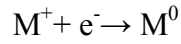


Şekil 4. Elektrokimyasal hücre şekli (Anusavice and Brantley 2003)

Anot, yüzeyde serbest elektronların üretimi ile pozitif iyonların olduğu bölgedir. Bu reaksiyon şu şekilde tanımlanabilir;



Katot bölgesinde ise, anotta üretilen serbest elektronların harcanacağı bir indirgenme reaksiyonu gerçekleşir. Çevreye bağlı olarak da birçok farklı reaksiyon söz konusudur. Örneğin metal iyonları, metal oluşturmak üzere elektrolitten uzaklaşabilir, hidrojen iyonları hidrojen gazına dönüşebilir veya çözeltideki O₂ hidroksil iyonları oluşturabilir (Anusavice and Brantley 2003).



Elektrolit anottan katoda doğru iyon taşınmasını sağlar. Korozyonun devamlılığı için anotta yükseltgenme reaksiyonu ile oluşturulan elektronlar, katottaki indirgenme reaksiyonunda harcanarak denge sağlanmalıdır (Anusavice and Brantley 2003).

Elektrokimyasal korozyon oluş şekline göre 4 tiptir. Bunlar:

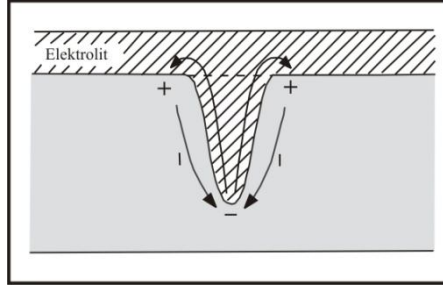
1. Benzer olmayan metaller: Bu tip elektrokimyasal korozyon, farklı yapıdaki iki metalin direkt temasında görülür (Anusavice and Brantley 2003). Bu olay dış hekimliğinde farklı iki restorasyonda iki değişik metalin kullanılması durumunda önem kazanır. Çünkü böyle bir durumda galvanik korozyon (metal çifti) söz konusudur (Zaimoğlu ve ark, 1993).

Elektro galvanizm ya da galvanik akımları oluşturabilecek metalik kombinasyonlar, aralıklarla temas halinde olabilir ya da temas etmeyebilir. Örneğin iki dolgu temas ettiğinde, tükürüğün etkisi ile meydana gelmiş elektrik çifti arasında potansiyelin aniden kısa devre yapması ile keskin bir ağrı hissedilebilir. Dış hekimliğinde bu olay galvanik şok olarak bilinir. Dişler temasta olmasalar bile iki dolgu arasında elektriksel potansiyel farkı vardır. Tükürük elektroliti oluşturur, sert ve yumuşak dokular da harici devreyi tamamlarlar (Anusavice and Brantley 2003).

2. Heterojen bileşim: İkinci tip elektrolitik korozyon ise metal yüzeyinin heterojen bileşiminden kaynaklanır. Bu tipe en iyi örnek ötektik ve protektik alaşımlardır. Ötektik yapı ihtiva eden bir alaşım elektrolite daldırılınca ilk önce düşük elektrot potansiyeline sahip taneler etkilenir ve korozyon bu bölgelerden başlar. Homojen bir yapı bile taneler ve tane sınırları arasındaki yapı farkından dolayı korozyona açıktır. Tane sınırları anot, tanelerin içi katod olarak davranır. Bunun sonucunda malzeme anodik bölgede tane sınırlarında korozyona uğrar (Zaimoğlu ve ark, 1993). Lehim bölgeleri, alaşım ile lehimin benzer yapıda olmamasından dolayı ve alaşımın saf olmamasında dolayı galvanik korozyona uğrarlar (Anusavice and Brantley 2003).

3. Gerilim korozyonu: Metalin korozif bir ortamla ilişkide olduğunda gösterdiği yorulma nedeniyle gerilim ve korozyon oluşabilir. Özellikle bölümlü protezlerin ağza takılıp çıkarılması sonunda, kullanılan alaşımların tane sınırlarında büyük gerilimler meydana gelebilir. Bu gerilimler ağız şartları ile birleşince gerilim korozyonuna neden olurlar (Zaimoğlu ve ark, 1993). Alaşım yüzeyinde çukıntı ve çukurcuk gibi yüzey düzensizlikleri varsa yorulma, alaşımın normal elastik limitinin daha alt seviyelerinden başlar ve korozyon hızlanır (Anusavice and Brantley 2003).

4. Konsantrasyon hücreli korozyonu: Elektrolitlerde veya belli bir sistemdeki elektrolitin bileşiminde bir değişiklik olduğunda görülen korozyon tipidir (Zaimoğlu ve ark, 1993). Örneğin oral hijyen zayıfsa interproksimal bölgelerde gıda artığı birikir. Bu artık tükürük tarafından oklüzal yüzeylerde oluşturulan elektrolitten farklı bileşimde elektrolit oluşturur. Bu durumda, özellikle oksijenin az olduğu bölgelerde elektrokimyasal korozyon görülür. Çukıntı ve çukurcuk gibi düzensizlikler de olaya katkıda bulunur. Yüzeydeki çukurcukların debris veya müsün ile kaplı olan derin kısımlarında, oksijen azdır. Dolayısıyla çukurun dibi anot, köşeleri ise katot olarak rol oynar (şekil 5) (Anusavice and Brantley 2003). Çukurun derin kısımlarındaki metal atomları iyonlaşır ve elektrolide geçer, böylece çukur giderek derinleşir ve olay çok hızlı olur. Bu sebeple restorasyonlar çok iyi parlatılmalıdırlar (Anusavice and Brantley 2003).



Şekil 5. Çukurlaşma ile oluşan korozyon hücresi (Anusavice and Brantley 2003).

Bu dört tip elektrokimyasal korozyon nadiren tek olarak görülür. Genellikle iki ya da daha fazla tip bir arada, arka arkaya yer alarak problemi oldukça karmaşık hale getirirler (Zaimoğlu ve ark. 1993, Anusavice and Brantley 2003).

Korozyon genel (homojen dağılımlı) ve yerel korozyon olarak da ikiye ayrılabilir (Doruk 1982).

a.Genel korozyon (homojen dağılımlı korozyon): Geniş yüzeylerde ve eşit korozif ortamlarda meydana gelir, metal yüzeyinin her alanında üniform bir korozyon görülür.

b.Yerel korozyon: Metal ya da alaşımın içindeki heterojenlik, çevre ya da yapının geometrisi ile ilgili olarak metal yüzeyinin bazı bölgelerinde diğer bölgelerden daha hızlı korozyona uğraması olarak tanımlanır. Yerel korozyonu çeşitli şekillerde sıralamak mümkündür;

1. Galvanik korozyon
2. Taneler arası korozyon
3. Seçici korozyon
4. Gerilimli korozyon
5. Erozyonlu korozyon
6. Aralık korozyonu
7. Çukurcuk korozyonu (Doruk 1982).

2.3.2. Korozyonu Etkileyen Faktörler

Korozyonu etkileyen önemli faktörlerden biri, birbirine bağlandığında veya bir elektrolit çözeltisinin içine daldırıldığında metallerin oluşturdukları potansiyel

farkıdır. Bu potansiyel, anodik ve katodik bölgelerin kimyasal doğaları nedeniyledir. Bazı metallerin standart hidrojen elektroda karşı ölçülen standart elektrot potansiyel değerleri tablo 2’de verilmektedir (Doruk 1982).

Standart elektrot potansiyel değerleri metalleri sınıflamayı ve böylece sudaki çözünme yatkınlıklarına göre metalleri sıralamayı sağlarlar. Bu sıralamada negatif değerden pozitif doğru gidildikçe metalin soy olma derecesi artar (Anusavice and Brantley 2003). Diş hekimliği için önemli olan metallerin standart elektrot potansiyelleri tabloda gösterilmiştir.

Tablo 2. Metallerin standart elektrot potansiyeli değerleri

Metal	İyon	Elektrot Potansiyel (V)
Altın	Au^{+}	+1.50
Altın	Au^{+3}	+1.36
Platin	Pt^{+2}	+0.86
Paladyum	Pd^{+2}	+0.82
Cıva	Hg^{+2}	+0.80
Gümüş	Ag^{+1}	+0.80
Bakır	Cu^{+1}	+0.47
Hidrojen	H^{+1}	-0.00
Kurşun	Pb^{+2}	-0.12
Kalay	Sn^{+2}	-0.14
Nikel	Ni^{+2}	-0.23
Demir	Fe^{+2}	-0.44
Krom	Cr^{+2}	-0.56
Çinko	Zn^{+2}	-0.76
Alüminyum	Al^{+3}	-1.70
Sodyum	Na^{+1}	-2.71
Kalsiyum	Ca^{+2}	-2.87

Kimyasal ve elektrokimyasal reaksiyonlar sonucu oluşan kimyasal bileşikler ilerleyen sürelerde metal yüzeyinde oluşmuş olan hasarı hızlandırabilir, geciktirebilir veya hiçbir etki oluşturmayabilirler. Oldukça yaygın olarak kullanılan metallerin birçoğu, normal şartlar altında korozyon ürünlerine karşı hemen hiçbir koruma sergileyemezler. Element yapısı için tam olarak güvenli olan bazı metaller, biyoyoumluluk yönünden oldukça zararlı iyonlara veya bileşiklere dönüşebilirler ve korozyonun erken dönemlerinde tam olarak tanımlanamayabilirler (Anusavice and Brantley 2003).

Hem kimyasal hem de elektrokimyasal olayların meydana gelebildiği ağız ortamı korozyon açısından oldukça elverişlidir. Nem, devamlı değişebilen sıcaklık, diş fırçalama, çiğneme, dental plak, mikroorganizmalar, alınan gıdalar ve bunlara bağlı olarak gelişen geniş bir pH aralığı, aslında normal bir ağız ortamındaki olasılıklar olmasına rağmen, korozyon oluşumu için uygun zemin hazırlayan faktörlerdir (Canay and Öktemer 1992, Kedici et al.,1998, Gil et al., 1999, Anusavice and Brantley 2003).

2.3.3. Korozyon hızı belirleme yöntemleri

Metal ve alaşımların korozyona karşı dirençlerini birbiriyle karşılaştırabilmek için her birinin aynı korozif ortamdaki korozyon hızları verilmelidir. Korozyon hızı bir metalin birim zamandaki çözünme miktarıdır (Doruk 1982). Metal ve alaşımların korozyon hızları kimyasal ve elektrokimyasal yöntemler kullanılarak belirlenebilir (Kedici et al.,1998, Wataha 2002).

Korozyon hızını ölçmek üzere hazırlanmış olan deney örneklerin atmosfere bırakmak, yere gömmek veya çözeltiye daldırmak suretiyle korozyon hızı ölçülebilir (Kedici et al.,1998). En çok bilinen korozyon hızı tayin yöntemi belli bir ortam içinde bekletilen deney örneklerinin belli bir yüzey alanında meydana gelen kütle değişiminin ölçülmesidir. Bunun yanı sıra, elektrokimyasal in vitro testler, elektrokimyasal empedans spektroskopisi, çözeltiye salınan iyonların ölçülmesi (ICP) ve in vivo çalışmalar gibi yöntemler korozyon tayininde kullanılmaktadır. Bazı korozyon hızı belirleme yöntemleri şöyledir (Muratoğlu 2008):

1. Analitik yöntemler
2. Kütle kaybı yöntemi
3. Elektrokimyasal yöntem
 - a. Tafel ekstrapolasyonu yöntemi
 - b. Lineer polarizasyonu yöntemi
 - c. Alternatif akım empedans yöntemi

2.3.3.1. Analitik yöntemler

Korozyon hızı belirlemelerinde sık olarak uygulanan bir yöntemdir. Çözelti içindeki korozyon ürünlerinin miktarının tayinine dayanır. Korozyon ürünlerinin miktarı zamana bağlı olarak artacağından, belirli zaman aralığındaki analiz değerlendirilir. Analitik yöntemlerden uygun olanı seçilerek korozyon ürünlerinin analizi ayrı ayrı yapılabilir (Muratoğlu 2008).

2.3.3.2. Kütle kaybı yöntemi

Bu yöntemle korozyon hızı belirlenirken çözünmenin homojen olması ve korozyon ürünlerinin ya tamamen çözünür ya da uygun çözeltide çözünerek metal yüzeyinden uzaklaşması gerekir. Korozyon akımı kütle kaybı ve faraday yasalarından yararlanılarak şöyle bulunabilir (Akkum 2006):

$$i_{cor} = \frac{\Delta m \cdot F \cdot n}{\Delta t \cdot M}$$

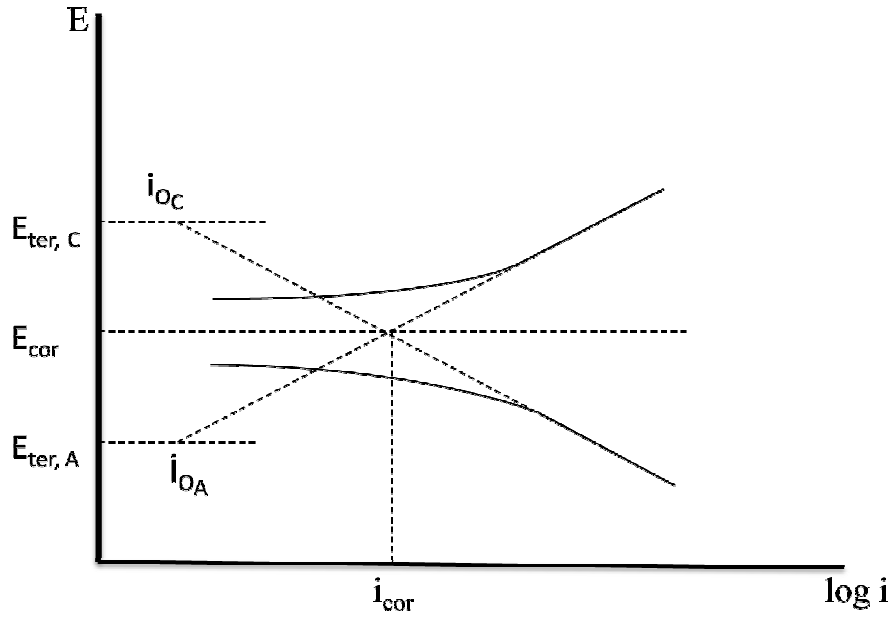
Burada Δm kütle kaybı, F faraday sabiti, n söz konusu metalin yükseltgenmesi sırasında verdiği elektron sayısı, M metalin mol kütlesi, Δt ise zaman aralığını gösterir. Korozyon hızını kütle kaybı yöntemiyle belirlemek hem zaman gerektirir hem de kesin sonuç vermeyebilir. Bu yüzden günümüzde elektrokimyasal yöntemlerle elde edilen akım-potansiyel eğrilerinden belirlenmesi önem kazanmıştır (Muratoğlu 2008).

2.3.3.3. Elektrokimyasal yöntemler

2.3.3.3.1. Tafel ekstrapolasyonu yöntemi

Potansiyostatik ve galvonastatik yöntemle, korozyon potansiyelinden başlayarak anodik ve katodik yönde çizilen, yarı logaritmik akım-potansiyel eğrilerinin çizgisel bölgelerinin korozyon potansiyeline ekstrapole edilmesiyle korozyon hızı yani korozyon akımı belirlenir. Kısa sürede gerçekleştirilen bu yöntem, tek bir indirgenme ve yükseltgenme reaksiyonu içeren sistemlere uygulanabilir. Anodik ve katodik tafel bölgeleri bir arada elde edilemediği zaman ise sadece birinin korozyon potansiyeline ekstrapolasyonu ile de korozyon hızı bulunur. Korozyon olayları bir tek çözünme tepkimesinden oluşmaz. Elektrot yüzeyinde bir çok indirgenme ve yükseltgenme birlikte yürür. Özellikle alaşımlar için bu tepkimeler daha çok karmaşıktır. Bu yüzden elektrokimyasal yöntemlerle korozyon olayı incelenirken tüm sistemin davranışını topluca gösteren karma potansiyel kuramından yararlanır. Tek bir elektrokimyasal olayda, yükseltgenme akımının indirgenme akımına eşit olduğu potansiyele denge potansiyeli (E_d), iki veya daha fazla indirgenme ve yükseltgenme tepkimesinin birlikte yürüdüğü bir ortamda toplam indirgenme akımının toplam yükseltgenme akımına eşit olduğu potansiyele ise korozyon potansiyeli (E_{cor}) denir. Korozyon potansiyelinde net bir akım vardır. Ancak toplam anodik akım, toplam katodik akıma eşit olduğundan ampermetrede bu akım okunmaz. Doğrudan ölçülmeyen bu akıma korozyon akımı (I_{cor}) denir (Akkum 2006).

Korozyon akımının elektrotun yüzey alanına bölünmesiyle de elde edilen akım yoğunluğu (I_{cor}), metalin korozyon hızını verir. Akım- potansiyel eğrileri, akım ya da potansiyellerden birinin kontrollü olarak değiştirilmesi ve diğerinin aldığı değerler grafiğe geçirilerek elde edilir. Korozyona uğrayan bir metal için anodik ve katodik tafel eğrileri deneysel yoldan belirlenir. Deney sonuçları grafiğe geçirildiğinde çizgisel olan kısımlar uzatılır ve kesim noktalarında o sistem için korozyon hızı bulunur. Korozyon akımı I_{cor} ve korozyon potansiyeli E_{cor} şekil 6'da gösterilmiştir (Akkum 2006).



Şekil 6. Tafel Ekstrapolasyonu yöntemi ile korozyon akımının (i_{cor}) bulunması

Korozyon potansiyeli civarında polarizasyon eğrileri lineer bölge gösteriyorsa korozyon hızı hakkında kantitatif bilgi elde edilebilir.

2.3.3.3.2. Lineer polarizasyon yöntemi

Korozyon potansiyeli dolayındaki doğrusal akım-potansiyel değişiminin eğiminden polarizasyon direnci bulunup, Stern-Geary eşitliğinde yerine konarak korozyon hızı belirlenebilir.

$$i_{cor} = \frac{\beta_a \cdot \beta_c}{2.303(\beta_a \cdot \beta_c)} \left(\frac{\Delta I}{\Delta E} \right) = \frac{\beta_a \cdot \beta_c}{2.303(\beta_a \cdot \beta_c)} \left(\frac{1}{R_p} \right) = \frac{B}{R_p}$$

$$R_p = \Delta E / \Delta I$$

Burada i_{cor} korozyon akımı, β_a ve β_c ise anodik ve katodik Tafel doğrularının eğimleridir. Korozyon potansiyeli dolayındaki doğrusal akım-potansiyel değişiminin eğiminin ($\Delta I/\Delta E$) tersi ise, R_p polarizasyon direncidir (Muratoğlu 2008).

2.3.3.3. Alternatif akım empedans yöntemi(AC)

Bu yöntemde metal çözelti ara yüzeyinin eşdeğer elektriksel devresinden yararlanılarak yük transfer kontrollü tepkimelerin R_p polarizasyon direnci belirlenip, Stern-geary denkleminde yerine konulması ile korozyon hızı bulunur. Elektriksel eşdeğer devreler çalışılan ortam ve metal yapısına bağlı olarak farklılık gösterdiklerinden, R_p 'nin hesaplanması her zaman kolay olmaz (Muratoğlu 2008).

Elektrolit içine sokulan iki elektrot arasında bir potansiyel farkı doğar. Elektrolitten elektroda veya elektrottan elektrolite net bir akımla yaratılan potansiyel değişikliğine polarizasyon denir. Polarizasyonu ölçmede iki yöntem vardır (Zaimoğlu ve ark. 1993):

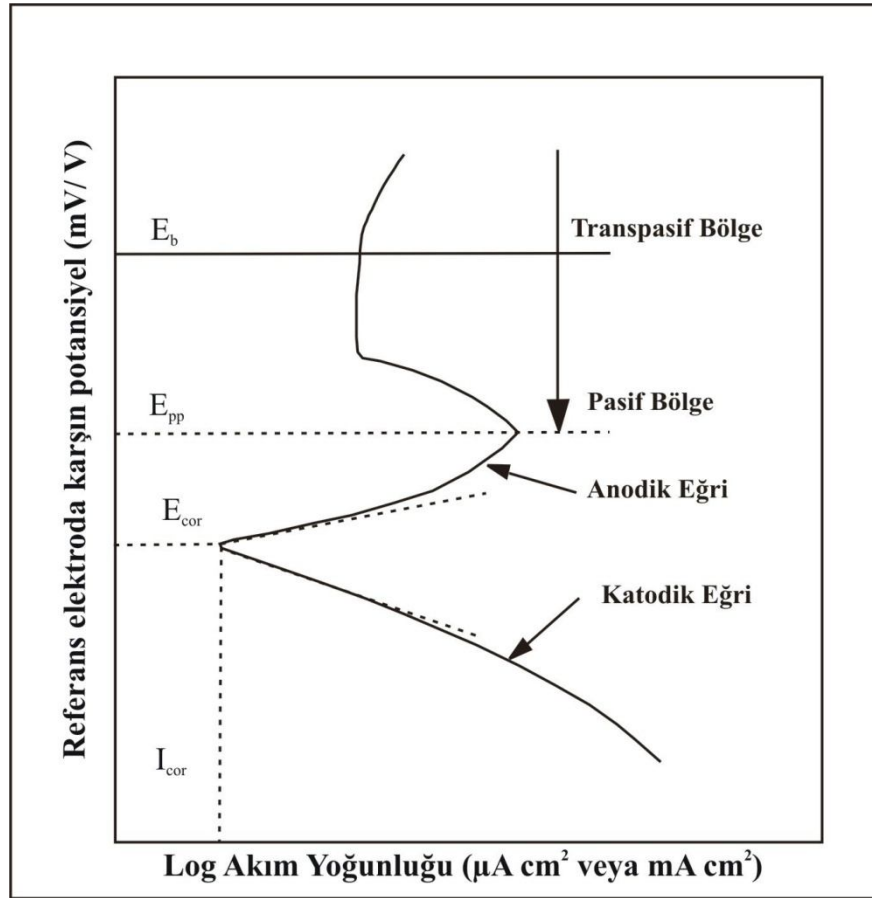
1. Galvanostatik yöntem: Galvanostatik yöntemde kontrol edilen değişken akım yoğunludur. Akım yoğunluğu sıfırdan başlayarak belirli aralıklarla artırılır. Akım yoğunluğunun her değerine uygun olan elektrot potansiyeller, akım yoğunluğuna karşı taranarak potansiyel – akım eğrileri bulunur. Galvanostatik ölçme yöntemi potansiyel-akım yoğunluğu ilişkisinin kararlılık gösterdiği alanlarda doğru sonuçlar verebilir. Katodik potansiyel- akım yoğunluğu eğrisi ile, anodik potansiyel akım yoğunluğu eğrisinin aktif ve transpasif alanlarını incelemek mümkündür. Bu yöntem pasifleşme incelemeleri için yetersizdir (Doruk 1982).

2. Potansiyostatik yöntem: Potansiyostatik yöntemde kontrol edilen değişken, incelenen metal veya alaşımın elektrot potansiyelidir. Elektrot potansiyeli belli bir değerden başlanarak basamaklı ve sürekli bir biçimde değişikliğe uğratılıp inceleme için gerekli potansiyel alanı taranmış olur (Doruk 1982).

Potansiyostatik polarizasyon testleri dental alaşımların korozyon davranışlarını incelemek amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Bu testler için üç elektroda ihtiyaç vardır; korozyon davranışı incelenecek olan alaşımdan hazırlanmış elektrot, genellikle platinden hazırlanmış elektrokimyasal hücreyi tamamlayan elektrot ve referans elektrot olarak gümüş-gümüş klorür ($Ag/ AgCl$) ya da doymuş kalomel

elektrottur. Potansiyostat, çalışma elektrodu ve referans elektrot arasındaki potansiyeli, nispeten yüksek bir pozitif değere (genellikle -1000 mV' tan +1000 mV' a) kadar yavaş bir şekilde değiştirir (1mV/s). Başlangıç noktasına gelecek şekilde taranır ve eğri başlangıç negatif potansiyeline geri döner (Siklik polarizasyon)(Anusavice and Brantley 2003).

Dental alaşımların in vitro korozyon testindeki aktif pasif davranışlarını gösteren şematik bir potansiyodinamik polarizasyon diyagramı şekil 7'de verilmiştir.



Şekil 7. Dental alaşımların in vitro korozyon testindeki aktif pasif davranışlarını gösteren potansiyodinamik polarizasyon diyagramı (Anusavice and Brantley 2003).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

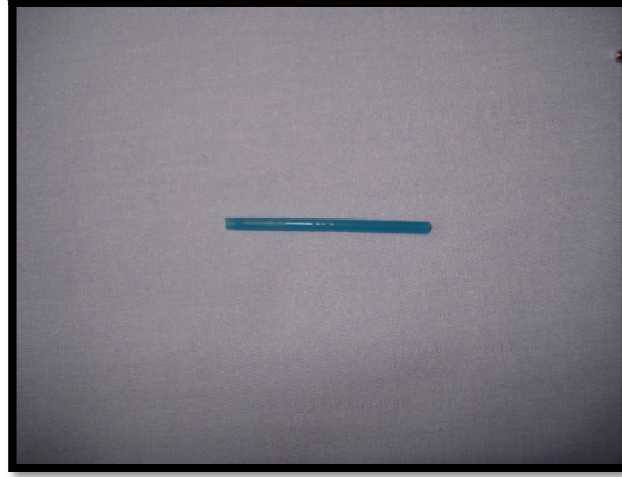
Çalışmamızda, sabit bölümlü protezlerde metal destekli porselen uygulamaları için kullanılan dört farklı temel metal alaşımının, farklı konsantrasyonlardaki karbamid peroksit çözeltisi içerisindeki korozyon davranışlarının kimyasal ve elektrokimyasal yöntemlerle belirlenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda kullanılan temel metal alaşımlarının bileşimleri ve üretici firma detayları tablo 3’da verilmiştir.

Tablo 3. Kullanılan alaşımların bileşimleri (% ağırlık olarak) ve üretici firma detayları

Alaşım	Ni	Cr	Co	Mo	W	Eser Elementler	Üretici Firma
Bellabond Plus	65.2	22.5		9.5		Fe, Si, Mn, Nb	Bego, Bremen, Almanya
Wiron 99	65	22.5		9.5		Nb, Si, Fe, Ce	Bego, Bremen, Almanya
Duceralloy C		24.5	59.4	1	10	V, Si, Fe	DeguDent, Hanau- Wolfgang, Almanya
Sheraalloy- E		29	63	5.8		Si, Fe, Mn	Shera, Lemförde, Almanya

3.1. Örneklerin Elde Edilmesi

Bu çalışmada fabrikasyon olarak standart bir çapa sahip olan sert mumlardan (Geo wax wire medium hard blue 2.0 mm, Hilzingen, Almanya) 2 mm çapında ve 30 mm uzunluğunda (112 adet) silindir şeklinde mum modeller hazırlanmıştır (Resim 1a). Mum örnekler fosfat bağlı bir revetman (Deguvest Impact, DeguDent, Hanau-Wolfgang, Almanya) kullanılarak manşetlere alınmış ve indüksiyonlu bir döküm cihazında (İndüksiyon Döküm Makinesi INF 2010, Mikrotek, Ankara) kayıp mum tekniği ile döküm işlemi gerçekleştirilerek örnekler elde edilmiştir.



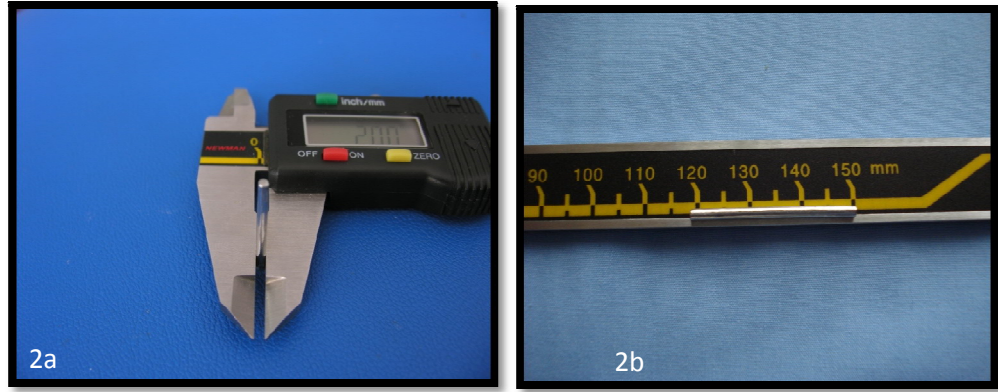
Resim 1. 30 mm uzunluğunda ve 2 mm çapında mum örnek

Çalışmada her bir temel metal alaşımdan hazırlanan örnek sayısı tablo 4’de verilmiştir. Döküm, bitirme ve polisaj işlemlerinde üretici firmaların önerilerine uyulmuştur.

Manşetlerin oda sıcaklığında soğumaları sağlandıktan sonra, dökümler manşetlerden çıkarılıp kumlanarak temizlenmiş, separe yardımıyla tijleri kesilip çıkarılmış ve taş frezeler yardımıyla tesviyeleri yapılmıştır. Örnekler lastik parlaticılar ile (kalından inceye doğru) parlatılmıştır. Cilalama yüksek hızdaki motorla hafif basınç uygulanarak yapıldı. Cilalama işlemi bittikten sonra örnekler basınçlı buhar tabancası ile buhar püskürtülerek temizlendi. Çalışmamızda kullanılan test örnekleri resim 2a ve 2b’de gösterilmiştir.

Tablo 4 . Çalışmada metal alaşımlarından hazırlanan örnek sayıları

Çalışmada kullanılan metal alaşımlar	Örnek Sayıları
Bellabond Plus	28
Wiron 99	28
Duceralloy C	28
Sheraalloy- E	28



Resim 2. Test Örnekleri

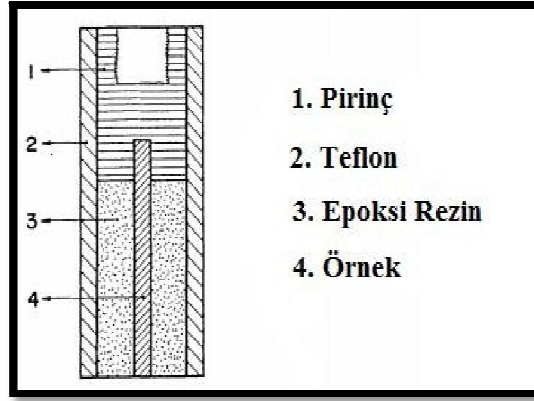
3.2. Elektrokimyasal Ölçümler

3.2.1. Test Elektrotlarının Hazırlanması

Bu çalışmada, Duceralloy C (Degussa, Almanya), Sheraalloy-E (Shera, Almanya), Wiron 99 (Bego, Almanya), Bellabond Plus (Bego, Almanya) temel metal alaşımlarından dört farklı çözeltinin her biri için 3 örnek olmak üzere toplamda 48 örnek test elektrodu olarak hazırlanmıştır. 2 mm çapında ve 30 mm yüksekliğinde silindirik formda dökülen ve parlatılmış metal örnekler, teflon içerisine reçine yapıştırıcı kullanılarak yerleştirilmiş ve döner disk elektrot haline getirilmiştir (Resim 3). Çalışmada, referans elektrot olarak gümüş/ gümüş klorür (Ag/ AgCl) ve karşı elektrot olarak platin tel kullanılmıştır. Platin tel, çalışma elektrotunun yapılışına benzer biçimde teflon içine platin tel geçirilerek karşı elektrot hazırlanmıştır (Şekil 8). Deneylerde elde edilen akım- potansiyel eğrilerindeki tüm potansiyeller Ag/ AgCl'e karşı ölçülmüş ve sonuçlarda bu elektroda karşı verilmiştir.



Resim 3. Teflon tutucu içindeki örnek



Şekil 8. Test Elektrotu

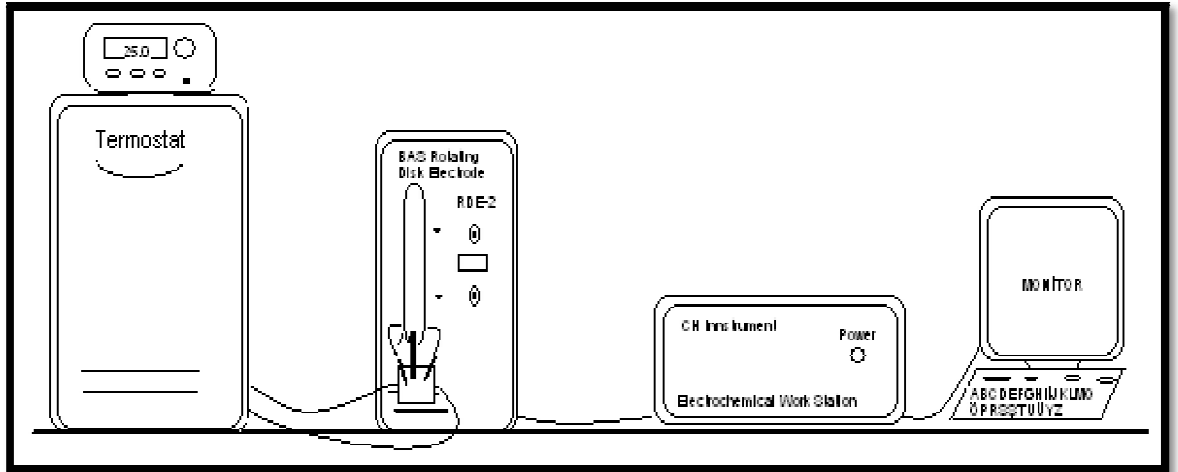
3.2.2. Deney Çözeltilerinin Hazırlanması

Çalışmamızda evde beyazlatma tedavilerinde kullanılan karbamid peroksit beyazlatma ajanının farklı derişimleri (%10, %15, % 20 ve %35'' lik karbamid peroksit) ve pH değeri (pH = 6,5) seçilerek kullanılmıştır. Rutin uygulamada bu ajanlar jel formunda bulunmalarına rağmen, ticari ürünler arasında mevcut olabilecek bileşim, kalınlık, pH ve bozulma ürünleri gibi farklılıkları gidermek amacıyla bu çalışmada ağartma ajanları çözelti olarak hazırlanmıştır.

Karbamid peroksit çözeltileri 0,1 M fosfat tamponu içinde karbamid peroksit tozunun (Urea hydrogen peroxide, Sigma- Aldrich, St. Louis, Amerika) çözünmesiyle elde edilmiştir.

3.2.3. Elektrokimyasal Deneylerde Kullanılan Cihazlar

Elektrokimyasal korozyon deneyleri CH Instrument 660B potansiyostat (CH Instruments Inc., Austin, Amerika), Polyscience thermostat (Polyscience, Division of Preston Industries Inc., Amerika), BAS döner disk elektrot ve bilgisayar sisteminden oluşan deney düzeneği yardımıyla yapılmıştır (Şekil 9).

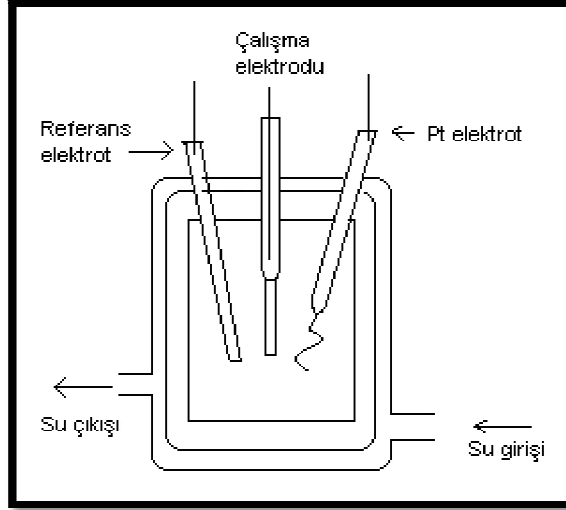


Şekil 9. Deney sisteminin şematik gösterimi

3.2.4. Elektrokimyasal Korozyon Testi

Çalışmanın elektrokimyasal kısmını oluşturacak olan potansiyostatik polarizasyon yöntemiyle alaşımların potansiyel- zaman, AC- empedans ve akım-potansiyel eğrilerinin elde edilebilmesi için deney hücresi hazırlanmıştır. Deney hücresi, içi çalıştığımız sıvı (karbamid peroksit çözeltisi) ile dolu cam bir kavanoz içine sarkıtılmış 3 elektrottur. Bu üç elektrottan biri referans elektrotu, biri platin elektrotu, diğeri ise çalışma elektrotudur (Şekil 10). Deney hücresindeki karbamid

peroksit çözeltisi 50 ml' dir. Çözeltiler her ölçümde yenilenmiştir. Ağız ortamının koşullarını sağlamak için test, 37 ± 1 ° C sıcaklık ve oksijen varlığında yapılmıştır. Sıcaklığı sabit tutmak amacıyla cam hücrenin dış bölmesinde 37 ± 1 ° C' daki su dolaştırılarak ayarlanmıştır.



Şekil 10. Deney hücresinin şematik gösterimi

Her test öncesinde çalışma elektrotu 400 ve 1200 gritlik zımpara kağıtlar ile zımparalanıp çift distile su ile yıkanmıştır. Deney hücresi 37 °C' ye ulaştığında çalışma elektrotu, cam hücrenin orta bölmesine, referans elektrot ve karşı elektrot ise diğer bölmelerine yerleştirilmiştir. Elektrotların potansiyostat ile bağlantıları yapılmıştır (Resim 4).



Resim 4. Potansiyostat ile bağlantıları yapılmış elektrotların görüntüsü

Deneyler sırasında potansiyostat yardımıyla, karşılaştırma elektrodu ile çalışma elektrodu arasına bir gerilim uygulanarak, çalışma elektrodu ile karşıt elektrot arasında akan akım ölçülmüştür. 20 dakika süreyle potansiyel- zaman değişimi kaydedildikten sonra, AC empedans eğrileri ve son olarak potansiyodinamik yöntem kullanılarak alaşımların karbamid peroksit çözeltisindeki akım potansiyel eğrileri elde edilmiştir. Potansiyodinamik yöntemle akım potansiyel eğrileri 1 mV/ s tarama hızıyla elde edilmiştir. Bu ölçümler, her örnek için üç kez yapılarak elde edilen deney sonuçlarının ortalaması verilmiştir. Ölçümlerden elde edilen sonuçlardan, bir bilgisayar yazılımı (CHI 660B Electrochemical Workstation Software, Austin, USA) yardımıyla korozyon hızı (i_{cor}), korozyon potansiyeli (E_{cor}), anodik ve katodik tafel eğimleri (β_a ve β_c) ve polarizasyon direnci (R_p) değerleri hesaplanmıştır.

3.3. Kimyasal Ölçümler

Çalışmanın kimyasal deney kısmında, farklı derişimdeki karbamid peroksit çözeltisinde bekletilen alaşımların çözeltiliye geçen alaşım elementlerin miktarı incelenmiştir. Her bir metal alaşımından 16 tane örnek olmak üzere toplamda 64 örnekte iyon salınım deneyi yapılmıştır (Tablo 7). Örnekler 2 mm çapında ve 30 mm yüksekliğinde silindirik formda dökülmüş ve parlatılmış metal alaşımlardır.

Tablo 5. İyon salınımı deneyinde kullanılan alaşımların dağılımı

	% 10 KP	% 15 KP	% 20 KP	% 35 KP
Bellabond Plus	8 saat (1.Örnek)	8 saat (5.Örnek)	8 saat (9.Örnek)	8 saat (13.Örnek)
	24 saat (2.Örnek)	24 saat (6.Örnek)	24 saat (10.Örnek)	24 saat (14.Örnek)
	3 gün (3.Örnek)	3 gün (7.Örnek)	3 gün (11.Örnek)	3 gün (15.Örnek)
	<u>5 gün (4.Örnek)</u>	<u>5 gün (8.Örnek)</u>	<u>5 gün (12.Örnek)</u>	<u>5 gün (16.Örnek)</u>
	% 10 KP	% 15 KP	% 20 KP	% 35 KP
Wiron 99	8 saat (17.Örnek)	8 saat (21.Örnek)	8 saat (25.Örnek)	8 saat (29.Örnek)
	24 saat (18.Örnek)	24 saat (22.Örnek)	24 saat (26.Örnek)	24 saat (30.Örnek)
	3 gün (19.Örnek)	3 gün (23.Örnek)	3 gün (27.Örnek)	3 gün (31.Örnek)
	<u>5 gün (20.Örnek)</u>	<u>5 gün (24.Örnek)</u>	<u>5 gün (28.Örnek)</u>	<u>5 gün (32.Örnek)</u>
	% 10 KP	% 15 KP	% 20 KP	% 35 KP
Duceralloy C	8 saat (33.Örnek)	8 saat (37.Örnek)	8 saat (41.Örnek)	8 saat (45.Örnek)
	24 saat (34.Örnek)	24 saat (38.Örnek)	24 saat (42.Örnek)	24 saat (46.Örnek)
	3 gün (35.Örnek)	3 gün (39.Örnek)	3 gün (43.Örnek)	3 gün (47.Örnek)
	<u>5 gün (36.Örnek)</u>	<u>5 gün (40.Örnek)</u>	<u>5 gün (44.Örnek)</u>	<u>5 gün (48.Örnek)</u>
	% 10 KP	% 15 KP	% 20 KP	% 35 KP
Sheraalloy E	8 saat (49.Örnek)	8 saat (53.Örnek)	8 saat (57.Örnek)	8 saat (61.Örnek)
	24 saat (50.Örnek)	24 saat (54.Örnek)	24 saat (58.Örnek)	24 saat (62.Örnek)
	3 gün (51.Örnek)	3 gün (55.Örnek)	3 gün (59.Örnek)	3 gün (63.Örnek)
	<u>5 gün (52.Örnek)</u>	<u>5 gün (56.Örnek)</u>	<u>5 gün (60.Örnek)</u>	<u>5 gün (64.Örnek)</u>

Her bir örnek çift distile suyla yıkanmış ve kurutulmuş ve deneyden önce 0,0001 gram hassasiyette kütleleri ölçülmüştür. Kütle ölçümleri alınmış örnekler 5 ml karbamid peroksit içeren cam test tüplerine her tüpte bir örnek olacak şekilde yerleştirilmişlerdir (Resim 5). Karbamid peroksit çözeltileri 0,1 M fosfat tamponu içinde karbamid peroksit tozunun (Urea hydrogen peroxide, Sigma- Aldrich, St. Louis, Amerika) çözünmesiyle elde edilmiştir. Test tüpleri ağızları kapalı biçimde 37 °C ayarlanmış etüv içine yerleştirilmiştir. Örnekler tablo 5’ da belirtildiği gibi 8 saat, 24 saat, 3 gün ve 5 gün süreyle etüv içerisinde tutulmuşlardır.



Resim 5. Element salınım deneyindeki test tüpleri

Örnekler belirtilen sürelerde bekletildikten sonra, test tüplerinden çıkarılmıştır. Çift distile edilmiş suyla yıkanıp kurutulmuş olan örnekler 0,0001 gram hassasiyette kütleleri ölçüldü. Solüsyonlara geçen iyon miktarları mg/ L seviyesinde ICP- OES (Perkin- Elmer 5300 DV, Wellessey, Amerika) cihazıyla belirlenmiştir (Resim 6). Alınan değerler ardışık üç okumanın ortalamasıdır.



Resim 6. ICP- OES cihazının görüntüsü

3.4. SEM/ EDS Görüntülerinin Alınması

Örneklerin SEM görüntülerinin alınması, Süleyman Demirel Üniversitesi Teknokent'deki Plus Electronic'de bulunan taramalı elektron mikroskobu (SEM/ EDS, Vega II Lsu, Tescan, İngiltere) cihazıyla yapılmıştır (Resim 7). İyon salınım deneyinden önce ve sonra tablo 5'da belirtilen örneklerdeki, meydana gelen korozyonu karşılaştırmalı olarak değerlendirmek ve bileşim analizlerini yapmak için tarama elektron mikroskobu bağlantılı bir enerji dağılımlı X- ışınları mikroanalizi yapıldı. Elde edilen görüntüler ve grafikler dijital ortama kaydedilmiştir.



Resim 7. SEM/ EDS cihazı

3.5. İstatistiksel Analiz

Element salınım verilerinin analizi SPSS for Windows 11,5 istatistik paket programında yapıldı. Sürekli ölçümlü değişkenlerin dağılımının normale uygun olup olmadığı Shapiro Wilk testi ile araştırıldı. Varyansların homojenliği ise Levene testi ile incelendi. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma verilerek gösterildi.

Alaşımlar, özelti ve günler (zaman) bağımsız faktörler olarak kabul edilerek iyon salınım ortalamalarının söz konusu faktörlere göre farklılık gösterip göstermediğı Çok Yönlü Varyans analizi (Multi-Way ANOVA) ile değerlendirildi. Üçlü etkileşim etkisi (Alaşım * özelti * Zaman) önemli bulunduğu için bir sonraki aşamada alt gruplar içerisinde sırasıyla, alaşım grupları, çözelti miktarları ve ölçüm zamanları arasında farka neden olan durumları belirlemek amacıyla Bonferroni Düzeltmeli Tek Yönlü Varyans analizi (One-Way ANOVA) kullanıldı. Tek Yönlü Varyans analizi sonucunun önemli bulunduğu durumlarda farka neden olan grup veya grupları tespit etmek amacıyla post hoc Tukey testi kullanıldı. Bağımsız grup sayısının iki olduğu alt grup analizlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığı Bonferroni Düzeltmeli Student's t testi ile incelendi. $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Olası tüm alt grup karşılaştırma testlerinde Tip I hatayı kontrol altına alabilmek amacıyla Bonferroni Düzeltmesine başvuruldu.

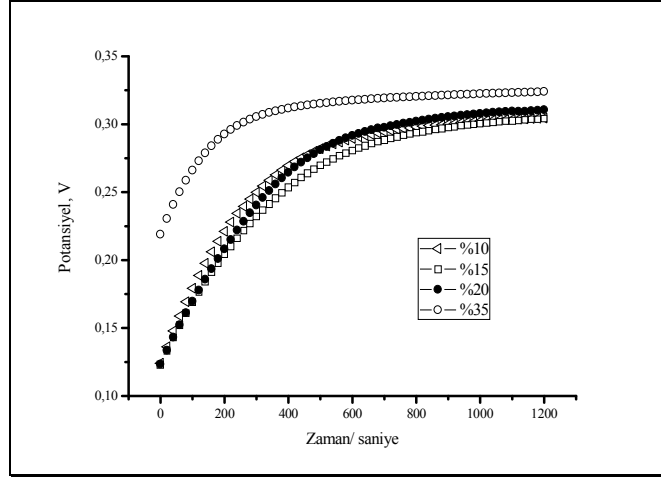
4. BULGULAR

Bu çalışmada karbamid peroksit (KP) beyazlatma ajanının farklı bileşimdeki dört dental alaşımın korozyonuna etkisi araştırıldı. Bu amaçla metallerin başta korozyon hızı olmak üzere çeşitli korozyon karakteristikleri; potansiyel-zaman, AC-empedans ve akım-potansiyel eğrilerinden yararlanılarak belirlenmiştir. Korozif karbamid peroksit içeren ortama geçen element miktarını belirlemek üzere element salınım yöntemiyle miktar tayini yapıldı. Ayrıca korozif ortamda metallerin yüzey yapısının görünüm ve bileşen analizi yapılarak ortama geçen ve yüzeyde kalan elementler tespit edilmeye çalışıldı. Bu yolla metallerin çalışılan ortamdaki korozyon ilerleyişi açıklanmaya çalışıldı.

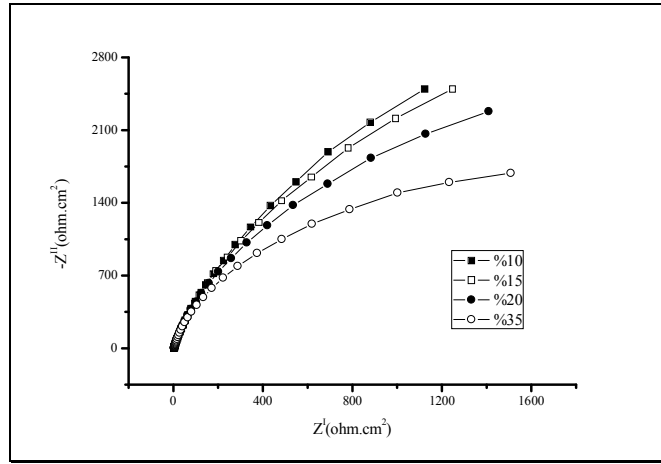
4.1. Bellabond Plus Alaşımına Ait Bulgular

Bellabond Plus alaşımından hazırlanan örnekler karbamid peroksit'in % 10, % 15, % 20 ve % 35'lik çözeltilerinde belirlenen potansiyel- zaman eğrileri (Şekil 11), AC- empedans eğrileri (Şekil 12), Tafel eğrileri (Şekil 13) ve SEM/ EDS bulguları (Resim 8- 12 ve Şekil 16- 20) verilmiştir. Bellabond Plus alaşımının farklı derişimlerdeki KP çözeltilerindeki korozyon karakteristiği bu grafiklerden hesaplanmış, her bir ortam için en az 3 deney yapılarak bu deneylerin ortalaması Tablo 6' da verilmiştir.

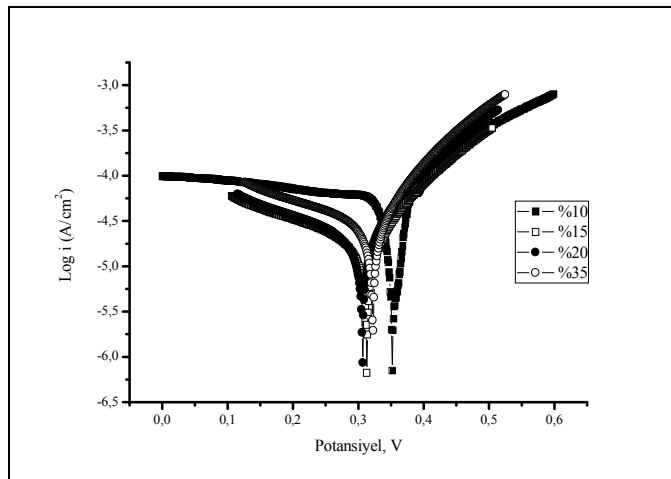
Çözeltiye geçen element miktarları Tablo 7' de gösterilmiştir. Yüzey analiz değerleri Tablo 14' de verilmiştir. Korozyon hız değerlerinin belirlenmesinden önce, deney elektrotu olarak kullandığımız alaşımların çözeltilerde yirmi dakika bekleme süresinde referans elektrot olan gümüş- gümüş klorür (Ag/ AgCl) elektrotuna göre potansiyel- zaman eğrileri şekil 11'de verilmiştir.



Şekil 11. Bellabond plus alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki potansiyel- zaman eğrileri



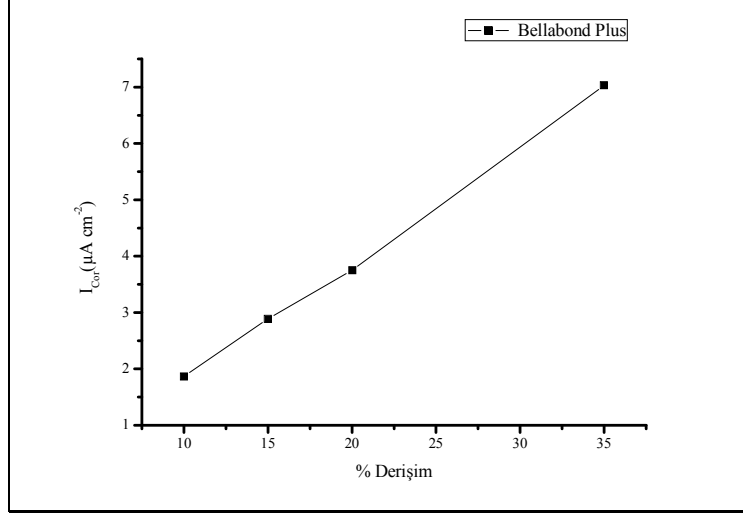
Şekil 12. Bellabond plus alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki AC empedans eğrileri



Şekil 13. Bellabond plus alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki tafel (akım- potansiyel) eğrileri

Tablo 6. Bellabond Plus alaşımının karbamid peroksit çözeltilerindeki korozyon değerleri

	$E_{Cor}(V)$	$\beta_c (V^{-1})$	$\beta_a (V^{-1})$	$R_p(\Omega cm^2)$	$I_{cor} (\mu A cm^{-2})$
% 10 KP	0,343	3,2	5,9	$4,1 \cdot 10^3$	1,87
% 15 KP	0,313	3,6	9,9	$3,5 \cdot 10^3$	2,89
% 20 KP	0,316	3,5	10	$2,6 \cdot 10^3$	3,75
% 35 KP	0,324	3,3	10	$1,4 \cdot 10^3$	7,03



Şekil 14. Bellabond plus alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızı- derişim grafiği

Şekil 11' de potansiyel-zaman eğrisi incelendiğinde potansiyel zamanla pozitif yöne kaymaktadır. Potansiyelin pozitif yöne kayması alaşımda yükseltgenme akım yoğunluğunun azaldığını ve yüzeyin giderek pasifleştiğini göstermektedir. Şekil 12'deki AC-empedans eğrilerinde ise KP derişimi arttıķça dairenin yarıçapı küçölmekte, dolayısıyla yüzey katmanının direnci azalmakta, bunun sonucu olarak korozyon hızı artmaktadır (Tablo 6). Korozyon hızı (I_{cor}) karbamid peroksit derişimi ile doğrusal değişmektedir (Şekil 14). Korozyon hızları (I_{cor}) en düşük % 10 KP ($1,87 \mu A cm^{-2}$) çözeltilisinde daha sonra % 15'lik ($2,89 \mu A cm^{-2}$) ve % 20'lik KP ($3,75 \mu A cm^{-2}$) çözeltilerinde belirlenmiştir. En yüksek korozyon hızı ($7,03 \mu A cm^{-2}$) % 35'lik KP çözeltilisindedir (Tablo 6). Polarizasyon direnç (R_p) değerleri % 10 KP > % 15 KP > % 20 KP > % 35 KP şeklinde sıralama göstermiştir (Tablo 6).

4.1.1. Bellabond Plus Alaşımında Element Salınım Deney Bulguları

Çalışmamızda kullanılan Bellabond Plus alaşımından % 10, % 15, % 20 ve % 35'lik karbamid peroksit çözeltilerinde 8 saat, 24 saat, 3 gün ve 5 gün boyunca çözeltiye geçen nikel (Ni), krom (Cr) ve molibden (Mo) elementlerine ait ortalamalar ve standart sapmalar tablo 7' de verilmiştir.

Tablo 7. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Bellabond plus alaşımının çözeltiler içindeki element değerleri (mg/ L)

Element	8 saat		24 saat		3 gün		5 gün		
	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	
% 10 KP	Ni	0,206	0,003	0,611	0,008	1,676	0,020	2,380	0,005
	Cr	0,207	0,013	0,314	0,003	0,711	0,003	0,990	0,001
	Mo	0,168	0,017	0,390	0,003	1,198	0,004	2,057	0,005
Toplam	0,581		1,315		3,585		5,427		
	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	
% 15 KP	Ni	0,299	0,002	2,181	0,024	2,205	0,095	2,400	0,041
	Cr	0,219	0,002	0,559	0,001	0,939	0,042	1,108	0,017
	Mo	0,208	0,001	1,153	0,005	1,966	0,087	2,146	0,013
Toplam	0,726		3,893		5,11		5,654		
	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	
% 20 KP	Ni	0,350	0,001	2,529	0,076	2,760	0,212	3,391	0,078
	Cr	0,232	0,001	0,687	0,010	1,041	0,083	1,247	0,026
	Mo	0,208	0,002	1,663	0,026	2,235	0,173	2,360	0,025
Toplam	0,79		4,879		6,036		6,998		
	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	
% 35 KP	Ni	0,456	0,003	0,959	0,045	1,192	0,010	4,242	0,030
	Cr	0,255	0,001	0,412	0,020	0,631	0,026	1,912	0,014
	Mo	0,338	0,003	0,748	0,016	1,633	0,063	3,772	0,055
Toplam	1,049		2,119		3,456		9,926		

Çözeltilere geçen nikel, krom ve molibden miktarı % 10, 15, 20 ve 35 KP çözeltilerinde örneklerin bekleme sürelerinin artmasıyla birlikte artmaktadır (Tablo 7). Salınan miktarlar % 10 ve 35 KP çözeltilerinde her üç element için zamanla artmaktadır ve miktarlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,0011$)

(Tablo 8, 9 ve 10). KP' in % 15' lik çözeltisine geçen krom miktarı zamanla artmakta ve değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,0011$) (Tablo 9). Nikel elementi (Tablo 8) 24 saat ile 3 gün, 24 saat ile 5 gün ve 3 gün ile 5 gün arasında ve molibden elementi (Tablo 10) 3 gün ile 5 gün arasında çözeltilere geçen miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. KP' in % 20'lik çözeltisinde, çözeltilere geçen nikel elementi 24 saat ile 3 gün arasında (Tablo 8), krom elementi 3 gün ile 5 gün arasında (Tablo 9) ve molibden elementi için 3 gün ile 5 gün arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 10).

Çözeltilerde 8 saat bekletilen örneklerden salınan nikel miktarları karşılaştırıldığında KP derişiminin artışıyla miktar artmaktadır (Tablo 7) ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 11). Çözeltideki KP derişiminin artmasıyla beraber krom ve molibden miktarı artmaktadır fakat değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 12 ve 13).

Çözeltilere 24 saat boyunca salınan nikel, krom ve molibden miktarları KP derişimi artışıyla birlikte artmaktadır ve her bir elementin farklı derişimlerdeki miktarları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,0011$) (Tablo 11, 12 ve 13).

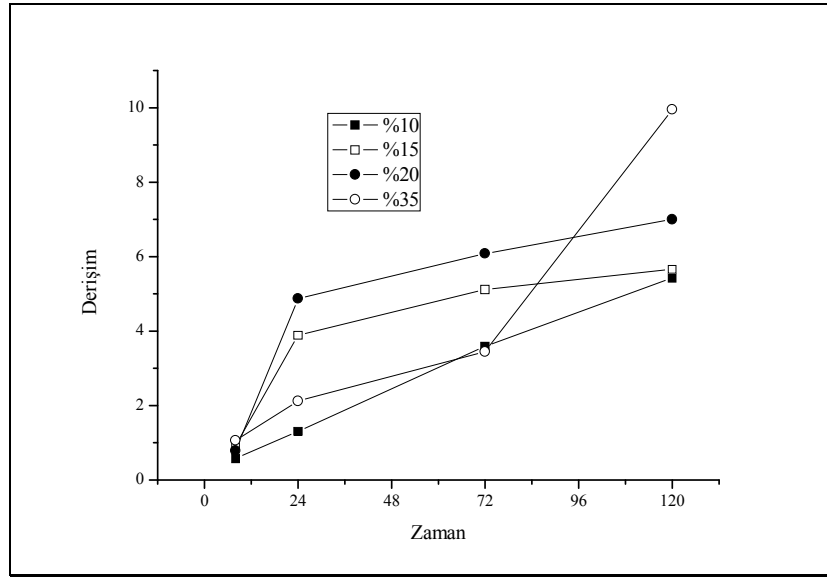
Çözeltilere 3 gün boyunca salınan nikel ve krom miktarlarının her birinin % 10 ile % 20, % 15 ile % 35 ve % 20 ile % 35 KP çözeltilerdeki miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 11 ve 12). Molibden elementinin % 10 ile 15, % 10 ile % 20 ve % 20 ile % 35 KP çözeltileri arasında salınan miktarlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 13).

Beş gün boyunca % 10 ile % 15 KP çözeltilerine salınan nikel ve molibden miktarlarında artış bulunmaktadır fakat bu artışlarda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 11 ve 13). Krom elementi KP derişiminin artmasıyla salınan miktarları artmaktadır ve bu miktarlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 12).

Örneklerden salınan toplam element miktarları karşılaştırıldığında en az miktar 8 saatte % 10 KP çözeltisinde (0,581 mg/ L), en fazla salınan miktar ise 5 günde % 35 KP çözeltisinde (9,926 mg/ L) bulunmuştur. % 35 KP çözeltisinde 8 saat (1,049 mg/ L) ve 5 gün (9,926 mg/ L) bekletilen örneklerinden salınan toplam element

miktarları aynı sürelerde diğer derişimlerden salınan miktarlardan fazla bulunmuştur. Yirmi dört saatte % 35 KP çözeltisinden salınan toplam miktar (2,119 mg/ L) % 15 (3,893 mg/ L) ve 20 KP (4,879 mg/ L) çözeltilerinden daha az olduğu bulunmuştur. Karbamid peroksit derişiminin artmasıyla aynı sürelerde çözeltilere geçen toplam miktarlar artmaktadır (Şekil 15).

En yüksek element salınımı nikelde olurken (27,837 mg/ L), daha sonra molibden (22,243 mg/ L) ve en az salınım krom elementinde (11,464 mg/ L) olduğu bulunmuştur (Tablo 7).



Şekil 15. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Bellabond plus alaşımının çözeltiler içindeki toplam element değerleri (mg/ L)

Tablo 8. Bellabond Plus alaşımının KP zeltileri içerisinde takip zamanları arasında nikel elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,9407	0,0043	p<0,0001	-	0,1619	0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
3 gün	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,9407	-	0,0086	p<0,0001	0,1619	-	0,0009	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	0,0043	0,0086	-	p<0,0001	0,0001	0,009	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 9. Bellabond Plus alaşımının KP zeltileri içerisinde takip zamanları arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
3 gün	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0019	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,019	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 10. Bellabond Plus alaşımının KP özellikleri içerisinde takip zamanları arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
3 gün	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0045	p<0,0001	p<0,0001	-	0,3680	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0045	-	p<0,0001	p<0,0001	0,3680	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 11. Bellabond Plus alaşımının takip zamanları içerisinde KP özellikleri arasında nikel elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gün				5 gün			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0024	p<0,0001	0,0042	-	0,9482	p<0,0001	p<0,0001
% 15	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0024	-	0,0018	p<0,0001	0,9482	-	p<0,0001	p<0,0001
% 20	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0045	p<0,0001	0,0018	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
% 35	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0045	-	0,0042	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 12. Bellabond Plus alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gün				5 gün			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	0,2180	0,0075	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0019	p<0,0001	0,2527	-	0,000	p<0,0001	p<0,0001
% 15	0,2180	-	0,1418	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0019	-	0,1198	p<0,0001	0,000	-	p<0,0001	p<0,0001
% 20	0,0075	0,1418	-	0,0088	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,1198	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
% 35	p<0,0001	p<0,0001	0,0088	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,2527	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

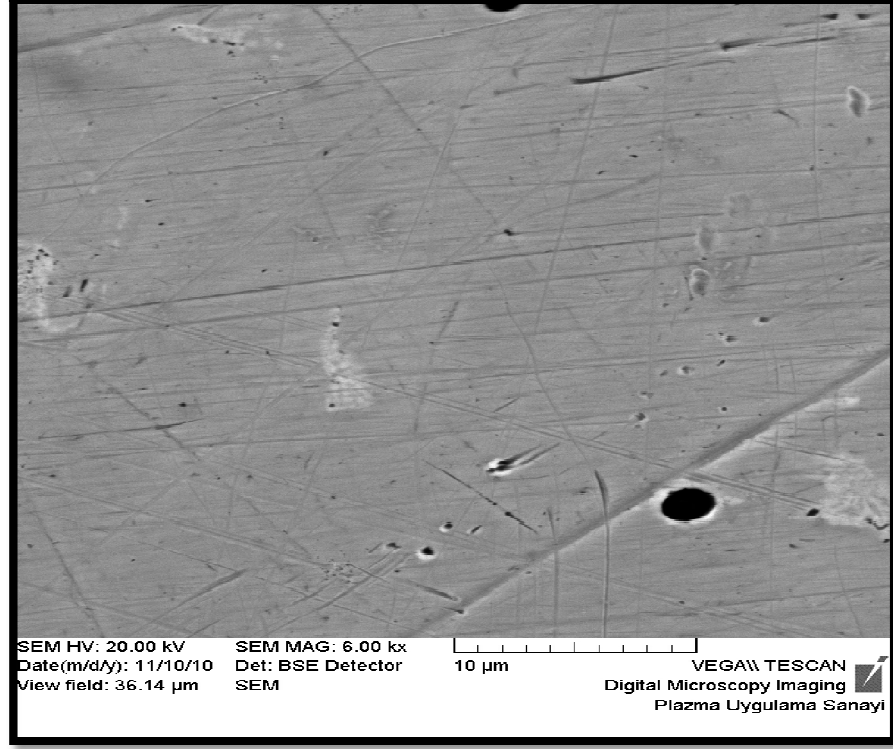
Tablo 13. Bellabond Plus alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gün				5 gün			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	0,0022	0,0020	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0034	-	0,0317	p<0,0001	p<0,0001
% 15	0,0022	-	0,9997	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0477	0,0164	0,0317	-	p<0,0001	p<0,0001
% 20	0,0020	0,9997	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0477	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
% 35	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0034	0,0164	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

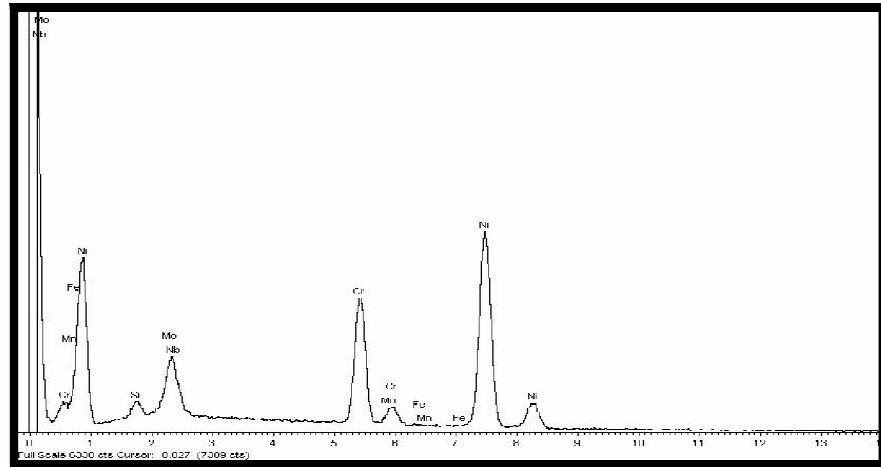
(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

4.1.2. Element Salınım Deneyinden Önce Bellabond Plus Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi

Element salınım deneyinden önce yapılan SEM/ EDS analizinden elde edilen görüntü ve grafik Resim 8 ve Şekil 16'da gösterilmiştir.



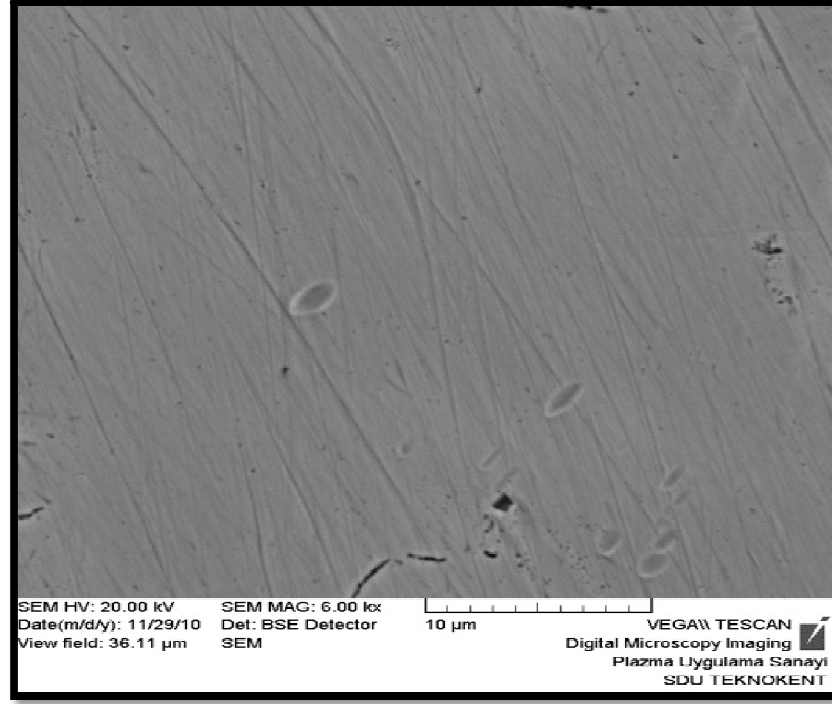
Resim 8. Testlerden önce Bellabond Plus alaşımından alınan SEM görüntüsü



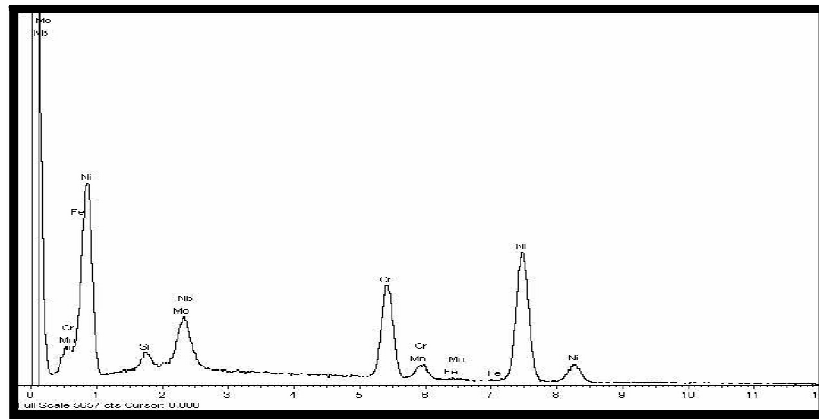
Şekil 16. Testlerden önce Bellabond Plus alaşımından alınan EDS analizi

4.1.3. Element Salınım Deneyinden Sonra Bellabond Plus Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizleri

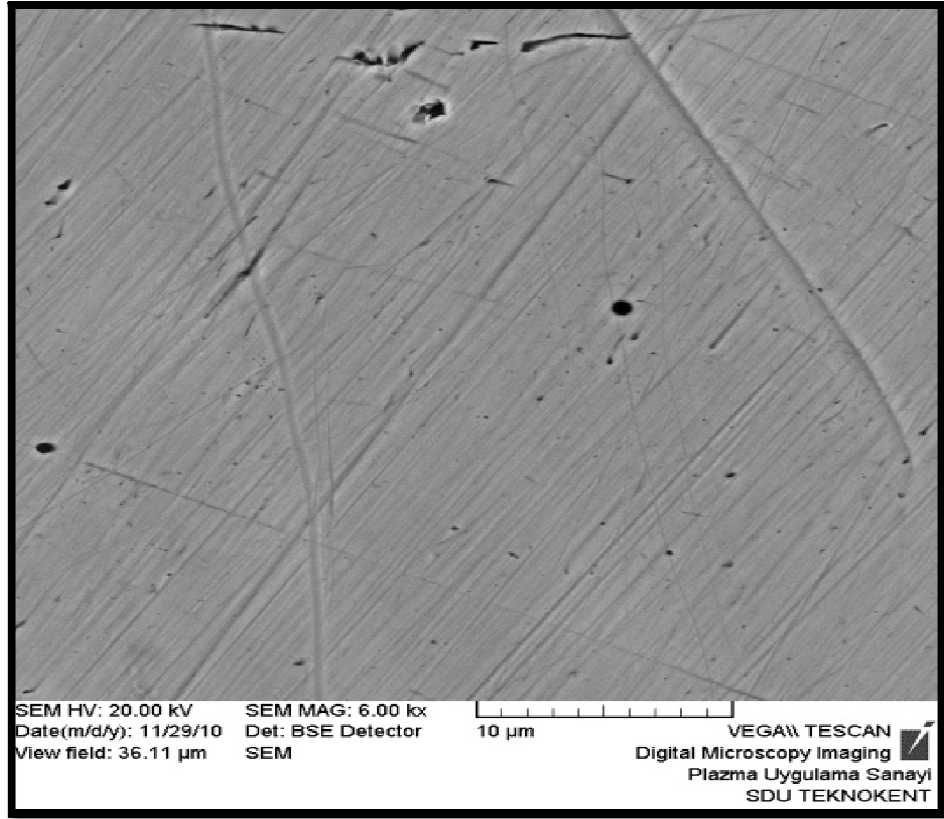
Element salınım deneyinden sonra yapılan SEM/ EDS analizinden elde edilen görüntüler ve grafikler Resim 9- 12 ve Şekil 17- 20' de gösterilmiştir.



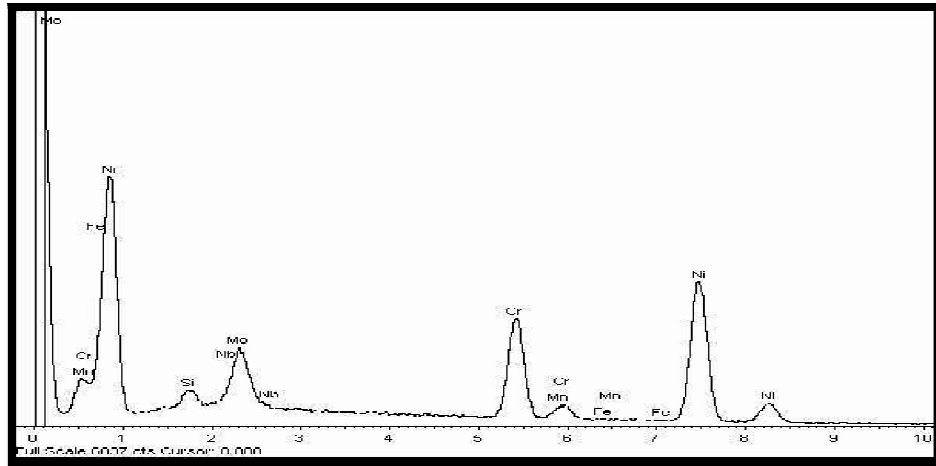
Resim 9. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond plus alaşımının SEM görüntüsü



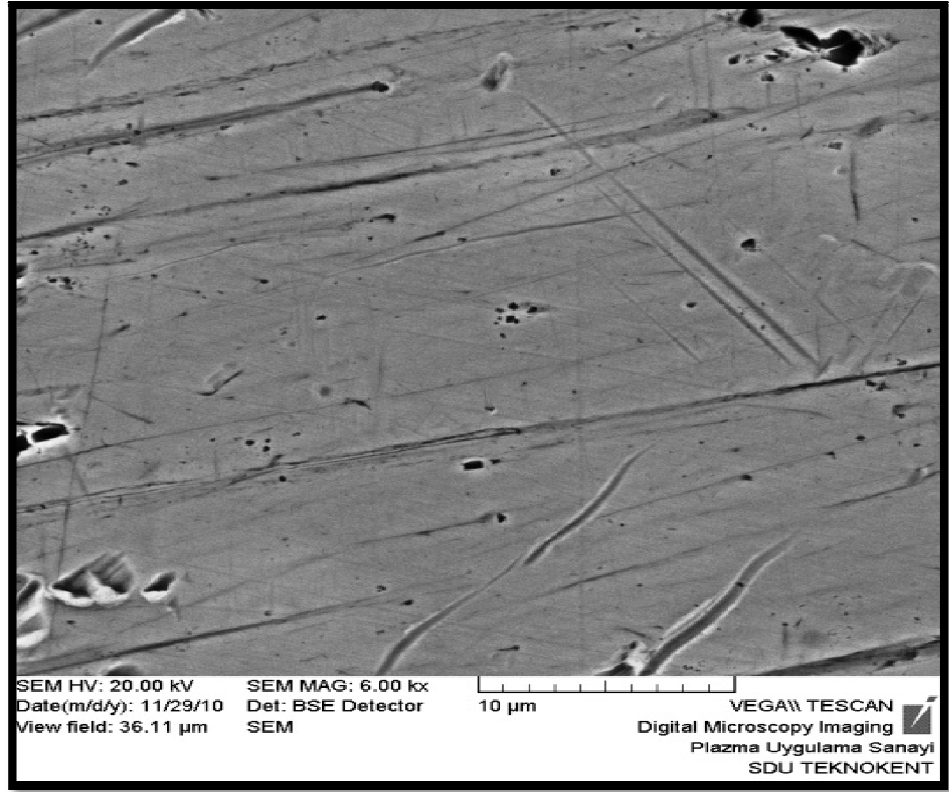
Şekil 17. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond Plus alaşımının EDS analizi



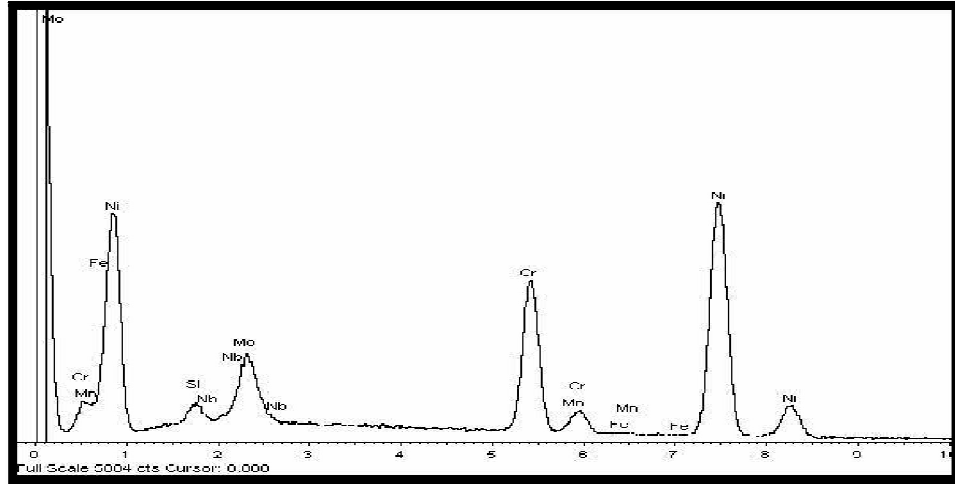
Resim 10. % 15'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond plus alaşımının SEM görüntüsü



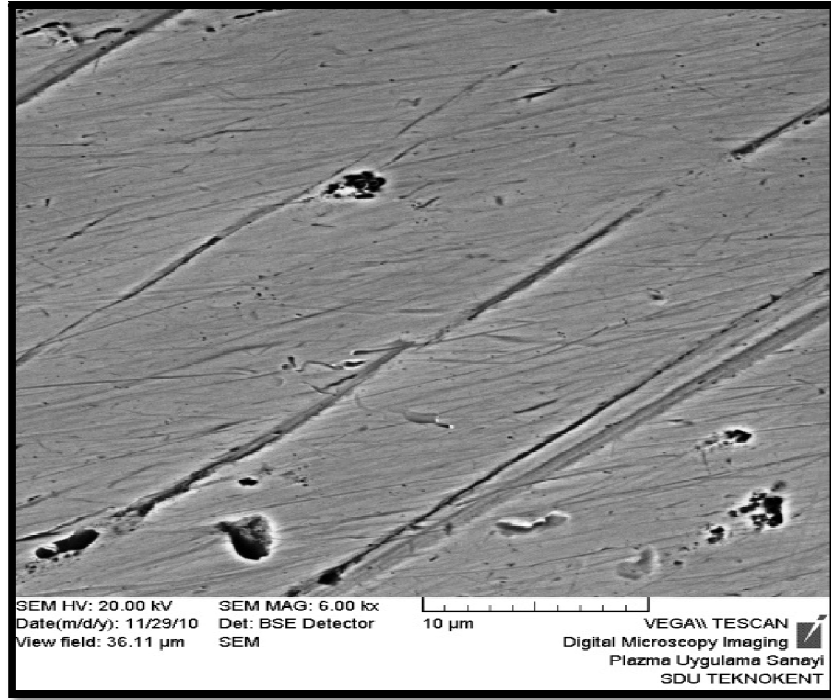
Şekil 18. % 15'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Bellabond plus alaşımının EDS analizi



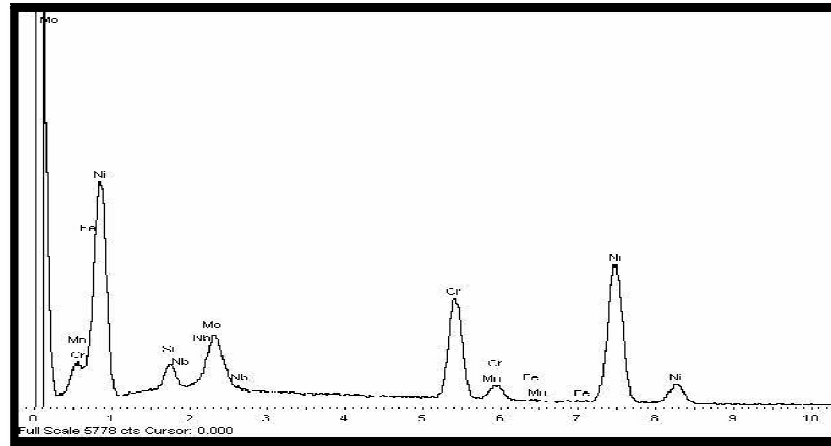
Resim 11. % 20'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Bellabond Plus alaşımının SEM görüntüsü



Şekil 19. % 20'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Bellabond Plus alaşımının EDS analizi



Resim 12. % 35'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Bellabond Plus alaşımının SEM görüntüsü



Şekil 20. % 35'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Bellabond Plus alaşımının EDS analizi

Element salınımı deneyinden önce ve sonra alınan SEM görüntülerinin değerlendirilmesi ile KP derişiminin artmasıyla birlikte alaşım yüzeylerinde meydana gelen korozyonun arttığı görülmektedir. KP'in % 35' lik derişiminde oldukça yoğun korozyon bölgeleri görülmektedir (Resim 12).

4.1.4. Bellabond Plus Alaşımında EDS Yüzey Analiz Değerleri

Element salınım deneyinden önce ve 5 gün sonra yapılan EDS analizleri Tablo 14’de verilmiştir.

Tablo 14. Bellabond Plus alaşımlarının başlangıç (% 0KP) ve farklı KP içeren ortamlarda 5.gün sonunda metal yüzeyindeki element analiz sonuçları (% Kütleye)

Element	% 0 KP	% 10 KP	% 15 KP	% 20 KP	% 35 KP
Nikel	65.037	61.142	60.946	65.874	60.409
Krom	21.514	22.522	21.939	21.370	22.108
Molibden	10.749	12.891	13.328	10.060	12.566
Silisyum	1.840	2.570	2.504	1.756	3.526
Manganez	0.291	0.757	0.287	0.350	0.459
Demir	0.122	0.088	0.077	0.104	0.078
Niyobyum	0.717	0.032	0.918	0.485	0.854

Yüzey analiz sonuçlarına göre yüzeydeki nikel elementi KP’ in % 20’ lik dışındaki diğer derişimlerde miktarı azalmaktadır. KP’ nin % 20’lik derişimde ise nikel oranı artmaktadır.

Yüzeydeki krom element miktarı KP derişimi arttıca artmaktadır. KP’ nin % 20’lik çözeltilerinde ise azalmaktadır.

Yüzeydeki molibden element miktarı % 10, 15 ve 35’ lik KP çözeltilerinde artmakta, % 20’lik KP çözeltilerinde ise azalmaktadır.

Yüzeydeki silisyum element miktarı % 20’lik KP dışındaki diğer tüm derişimlerde artmaktadır.

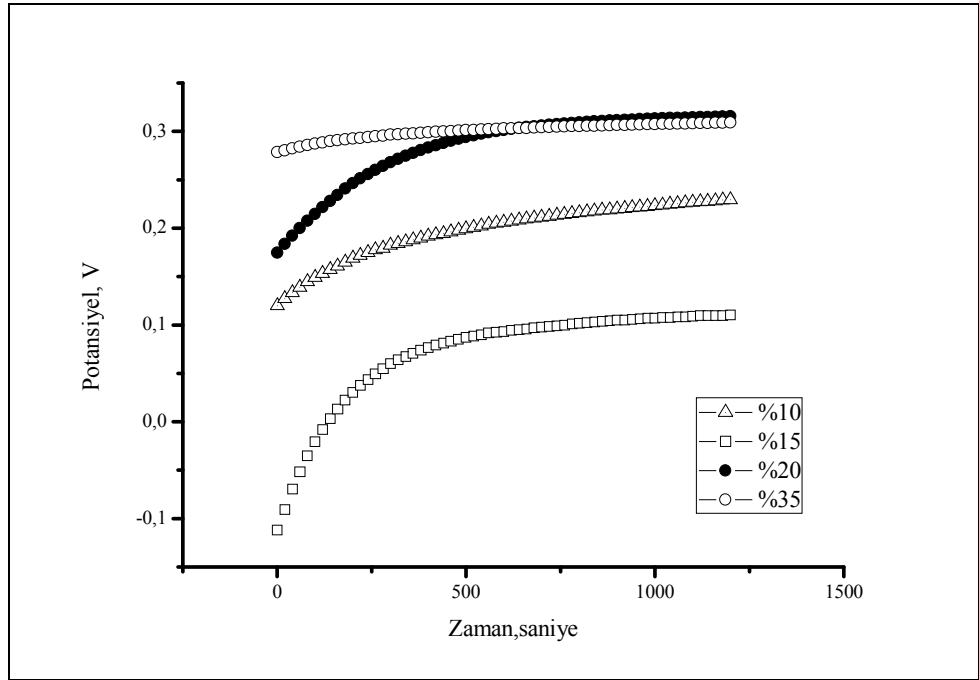
Yüzeydeki demir element miktarı KP derişimi artışıyla birlikte azalmaktadır.

Yüzeydeki manganez element miktarı % 15’lik KP dışındaki diğer tüm derişimlerde artmaktadır.

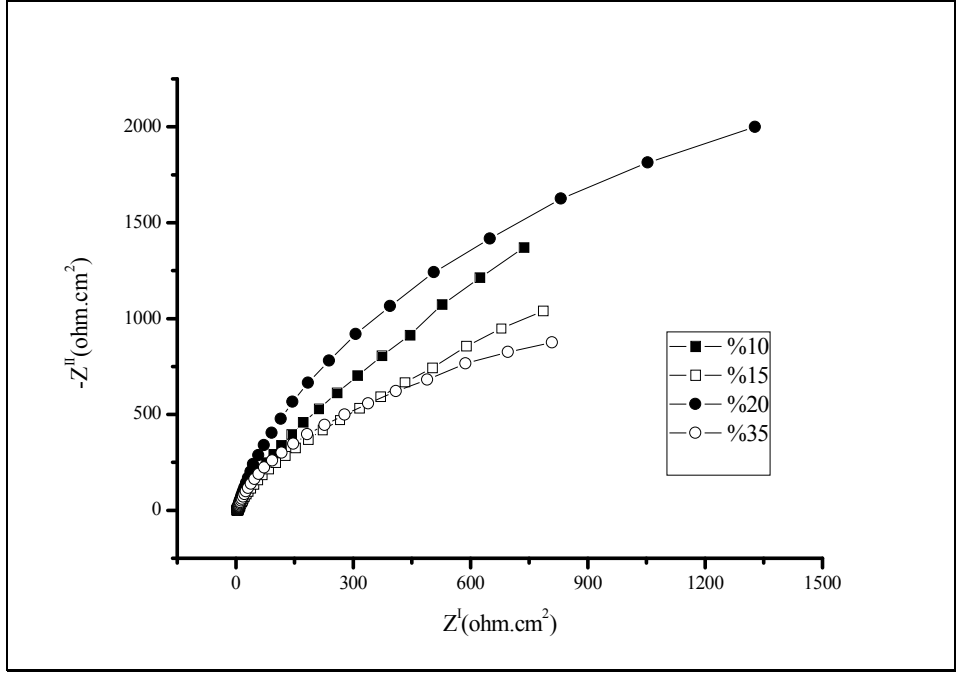
4.2. Wiron 99 Alaşımına Ait Bulgular

Wiron 99 alaşımından hazırlanan örnekler KP' in % 10, % 15, % 20 ve % 35'lik çözeltilerinde belirlenen potansiyel- zaman eğrileri (Şekil 212), AC- empedans eğrileri (Şekil 22), Tafel eğrileri (Şekil 23) ve SEM görüntüleri (Resim 13-17 ve şekil 26-30) verilmiştir. Wiron 99 alaşımının farklı derişimlerdeki KP çözeltilerindeki korozyon karakteristiği bu grafiklerden hesaplanmış, her bir ortam için en az 3 deney yapılarak bu deneylerin ortalaması Tablo 15' da verilmiştir.

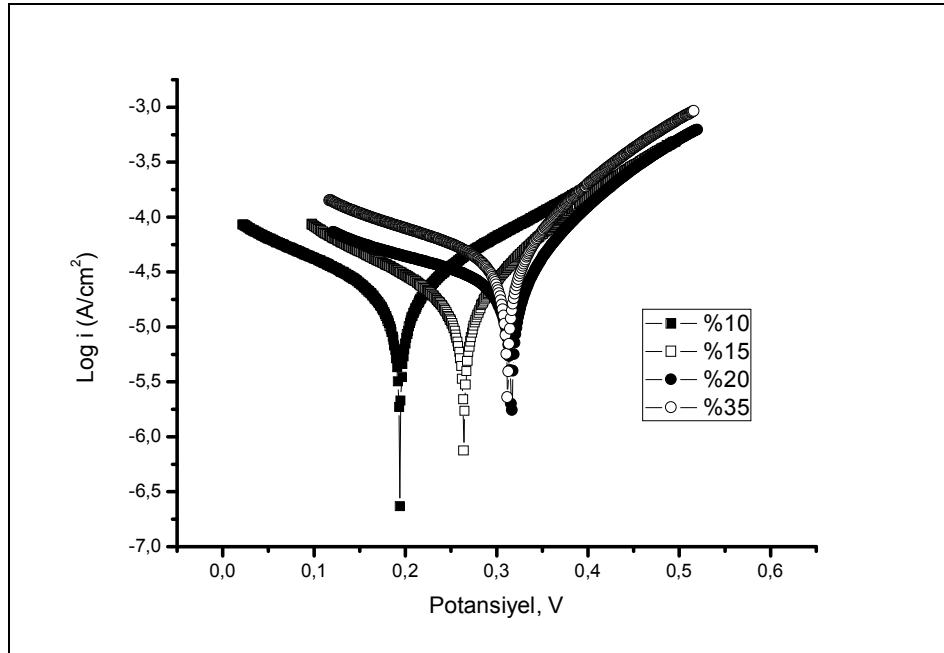
Çözeltiye geçen element miktarları Tablo 16' da gösterilmiştir. Yüzey analiz değerleri ise Tablo 23' de verilmiştir. Korozyon hız değerlerinin belirlenmesinden önce, deney elektrotu olarak kullandığımız alaşımların çözeltilerde yirmi dakika bekleme süresinde referans elektrot olan Ag/ AgCl elektrotuna göre potansiyel- zaman eğrileri Şekil 21' de verilmiştir.



Şekil 21. Wiron 99 alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki potansiyel zaman eğrileri



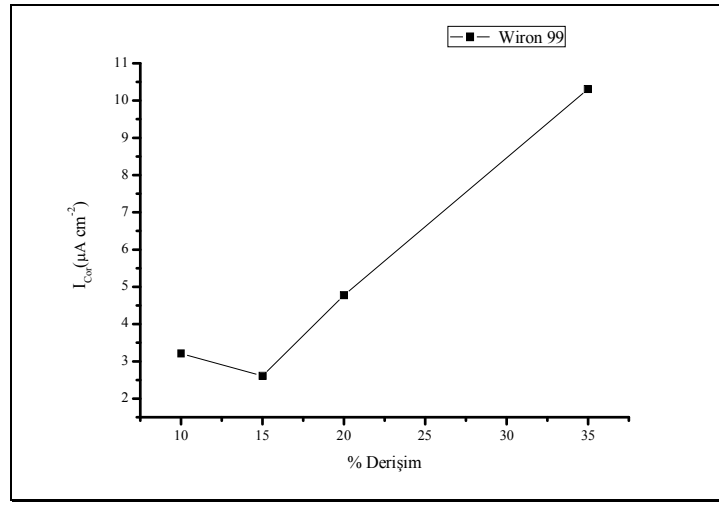
Şekil 22. Wiron 99 alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki AC empedans eğrileri



Şekil 23. Wiron 99 alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki tafel eğrileri

Tablo 15. Wiron 99 alaşımının karbamid peroksit çözeltilerindeki korozyon değerleri

	$E_{cor}(v)$	$\beta_c(v^{-1})$	$\beta_a(v^{-1})$	$R_p(\Omega cm^2)$	$I_{Cor}(\mu A cm^{-2})$
% 10 KP	0,194	5,6	7,7	$3,3 \cdot 10^5$	3,21
% 15 KP	0,266	6,2	10	$3,2 \cdot 10^5$	2,61
% 20 KP	0,314	3,4	10	$2,0 \cdot 10^5$	4,77
% 35 KP	0,312	4	9,9	$9,5 \cdot 10^4$	10,31



şekil 24. Wiron 99 alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızı- derişim grafiği

Wiron 99 metalinin potansiyel-zaman grafiği de Bellabond Plus'a benzer olarak karbamid peroksit derişimi arttıkça pozitif yönde değişmektedir. Ancak son potansiyel değerleri biraz daha fazla aralıklıdır (şekil 21). Polarizasyon dirençleri (R_p) karbamid peroksit derişimi arttıkça azalmakta, ancak bu değerler daha küçük olup, korozyon hızları (I_{cor}) Bellabond Plus alaşımına göre daha büyük olmaktadır. Korozyon hızları (I_{cor}) değerleri % 35 KP > % 20 KP > % 10 KP > % 15 KP şeklinde sıralama göstermiştir (şekil 25). Polarizasyon direnç (R_p) değerleri % 10 > % 15 > % 20 > % 35 KP şeklinde sıralama göstermiştir (Tablo 15).

4.2.1. Wiron 99 Alaşımında Element Salınım Deney Bulguları

Çalışmamızda kullanılan Wiron 99 alaşımından % 10, % 15, % 20 ve % 35'lik KP çözeltilerinde 8 saat, 24 saat, 3 gün ve 5 gün boyunca çözeltiliye geçen Ni, Cr ve Mo elementlerine ait ortalamalar ve standart sapmalar Tablo 16' de verilmiştir.

Tablo 16. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Wiron 99 alaşımının çözeltilerindeki element değerleri (mg/ L)

Wiron 99	Element	8 saat		24 saat		3 gün		5 gün	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 10 KP	Ni	0,309	0,003	0,420	0,002	1,075	0,005	1,574	0,004
	Cr	0,200	0,002	0,242	0,002	0,453	0,003	0,537	0,002
	Mo	0,086	0,001	0,138	0,001	0,501	0,002	0,546	0,002
Toplam		0,595		0,8		2,029		2,657	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 15 KP	Ni	0,312	0,003	0,730	0,003	2,463	0,017	1,973	0,015
	Cr	0,198	0,003	0,315	0,002	0,926	0,006	0,692	0,006
	Mo	0,104	0,002	0,310	0,002	1,552	0,012	0,844	0,007
Toplam		0,614		1,355		4,941		3,509	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 20 KP	Ni	0,360	0,001	0,752	0,005	1,401	0,008	3,759	0,032
	Cr	0,199	0,001	0,336	0,003	0,580	0,004	0,937	0,007
	Mo	0,134	0,001	0,348	0,001	0,665	0,005	1,818	0,011
Toplam		0,693		1,436		2,646		6,514	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 35 KP	Ni	0,301	0,001	0,970	0,003	1,576	0,027	4,582	0,028
	Cr	0,188	0,002	0,375	0,001	0,655	0,003	1,332	0,011
	Mo	0,116	0,001	0,427	0,002	0,935	0,001	2,324	0,019
Toplam		0,605		1,772		3,166		8,238	

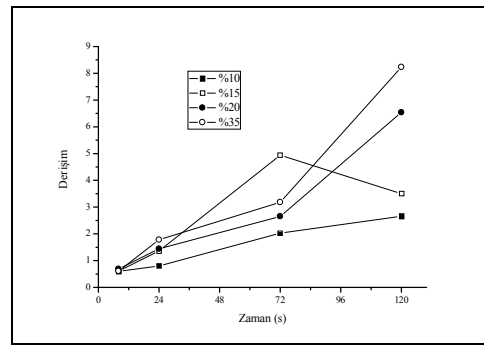
Wiron 99 alaşımından % 10, 15, 20 ve 35 karbamid peroksit çözeltilerine zamanla geçen nikel, krom ve molibden miktarları zamanla artmaktadır ve bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 17, 18 ve 19).

Sekiz saat boyunca KP derişiminin artışıyla birlikte çözeltilere geçen nikel miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 20). Yirmi dört saat, 3 gün ve 5 gün sürelerinde salınan nikel miktarları KP derişiminin artışıyla birlikte artmıştır ve değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 20).

Çözeltilerde 24 saat, 3 gün ve 5 gün bekletilen örneklerden salınan krom miktarları KP derişiminin artışıyla birlikte artmaktadır ve bu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 21).

Çözeltilerde 8 saati 24 saat, 3 gün ve 5 gün bekletilen örneklerden salınan molibden miktarları KP derişiminin artışıyla birlikte artmaktadır ve bu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 22).

Örneklerden salınan toplam element miktarları karşılaştırıldığında en az miktar 8 saatte % 10 KP çözeltisinde (0,595 mg/ L), en fazla salınan miktar ise 5 günde % 35 KP çözeltisinde (8,238 mg/ L) bulunmuştur. Karbamid peroksit çözeltilerinde 24 saat ve 5 gün bekletilen örneklerden salınan miktarların toplamı sırasıyla % 35 > 20 > 15 > 10' dur. Üç gün bekletilen örneklerden en az salınım % 10 KP çözeltisinde (2,029 mg/ L) en fazla salınım % 15 KP çözeltisinde (3,166 mg/ L) bulunmuştur (şekil 25). En yüksek salınım nikelde (22,557 mg/ L) olurken, daha sonra molibden (10,848 mg/ L) ve en az salınım krom elementinde (8,165 mg/ L) olduğu belirlenmiştir.



şekil 25. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Wiron 99 alaşımının çözeltiler içindeki toplam element değerleri (mg/ L)

Tablo 17. Wiron 99 alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında nikel elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
3 gün	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 18. Wiron 99 alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
3 gün	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 19. Wiron 99 alaşımının KP zelteleri içerisinde takip zamanları arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gn	5 gn	8 saat	24 saat	3 gn	5 gn	8 saat	24 saat	3 gn	5 gn
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
3 gn	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Dzeltmesine gre p< 0,0011 iin sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 20. Wiron 99 alaşımının takip zamanları içerisinde KP zelteleri arasında nikel elementine gre yapılan oklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gn				5 gn			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	0,6116	p<0,0001	0,0088	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
% 15	0,6116	-	p<0,0001	0,0019	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
% 20	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
% 35		0,0019	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 21. Wiron 99 alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gün				5 gün			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	0,6733	0,8988	0,0088	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
% 15	0,6733	-	0,9660	0,0019	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
% 20	0,8988	0,9660	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
% 35	0,0088	0,0019	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

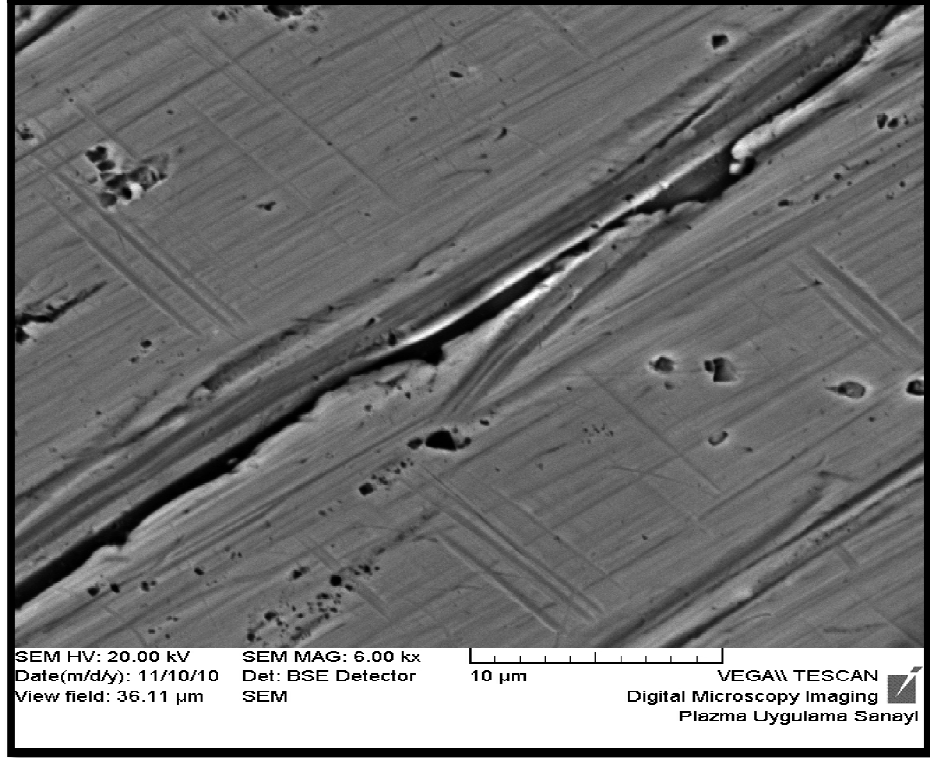
Tablo 22. Wiron 99 alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gün				5 gün			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
% 15	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
% 20	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
% 35	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

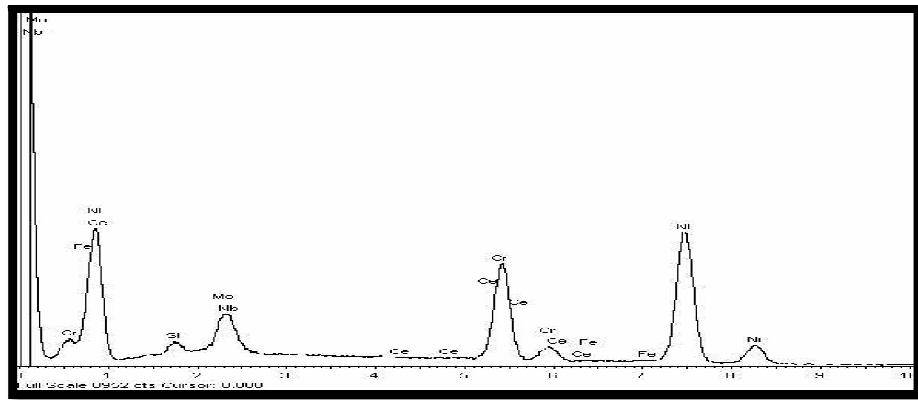
(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

4.2.2. Element Salınımı Deneyinden Önce Wiron 99 Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi

Element salınımı deneyinden önce yapılan SEM/ EDS analizinden elde edilen görüntü ve grafik Resim 13 ve Şekil 26’de gösterilmiştir.



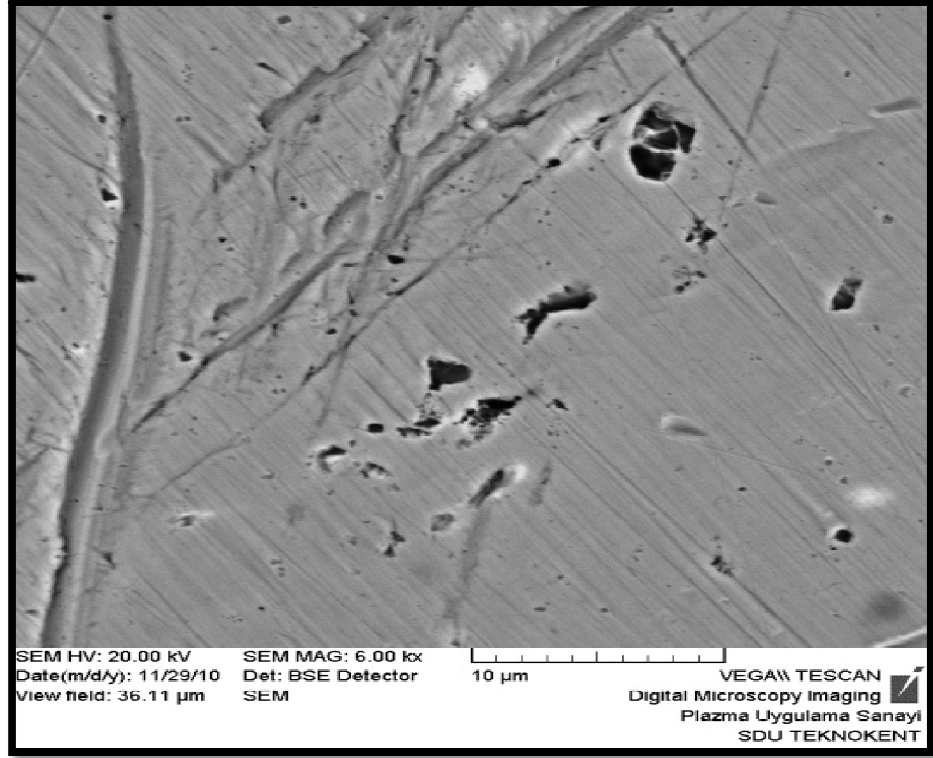
Resim 13. Deneyden önce Wiron 99 alaşımından alınan SEM görüntüsü



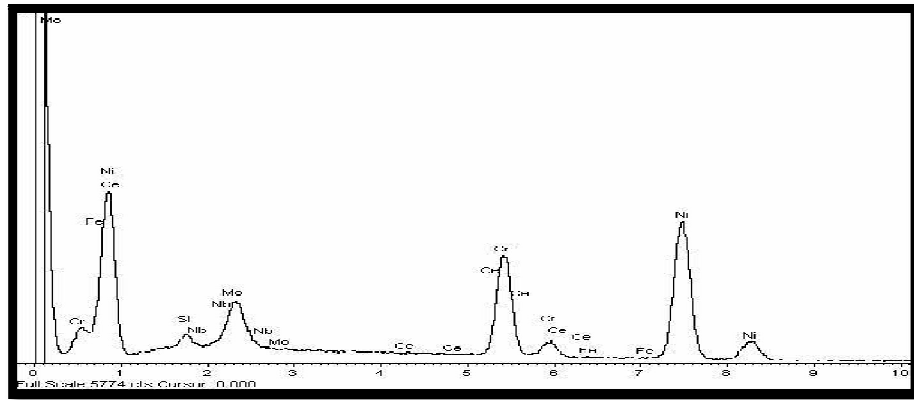
Şekil 26. Deneyden önce Wiron 99 alaşımından alınan EDS analizi

4.2.3. Element Salınımı Deneyinden Sonra Wiron 99 Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi

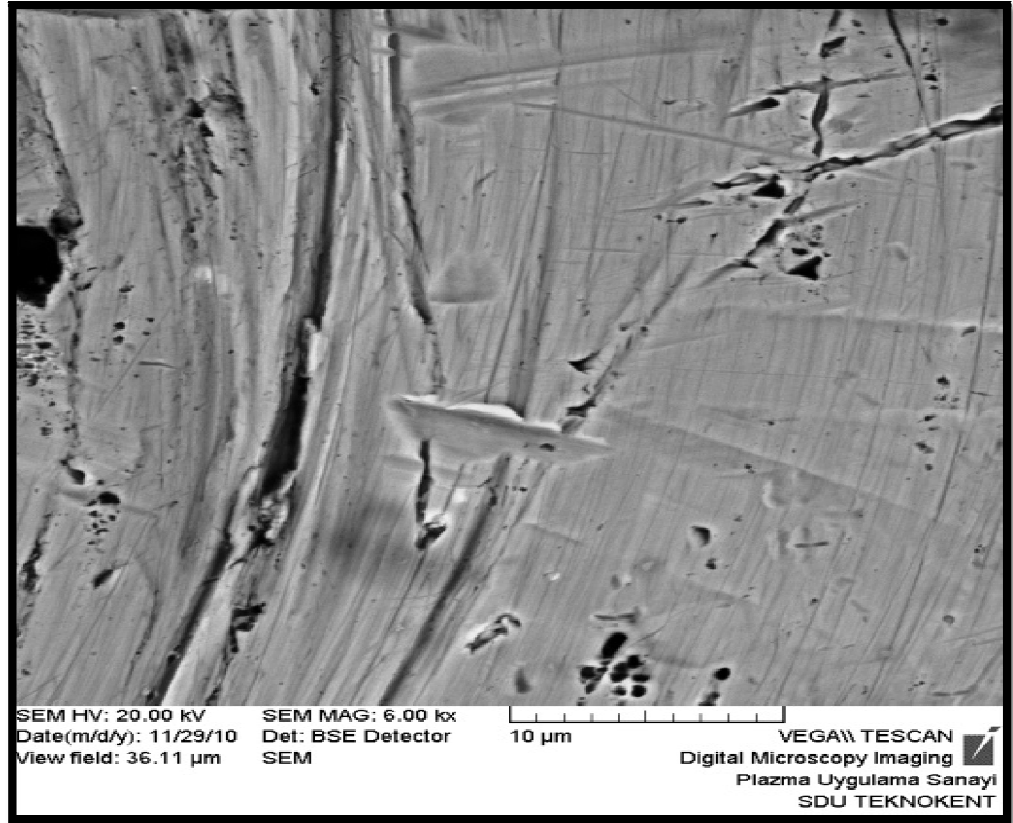
Element salınımı deneyinden sonra yapılan SEM/ EDS analizinden elde edilen görüntüler ve grafikler Resim 14- 17 ve Şekil 27- 30' de gösterilmiştir.



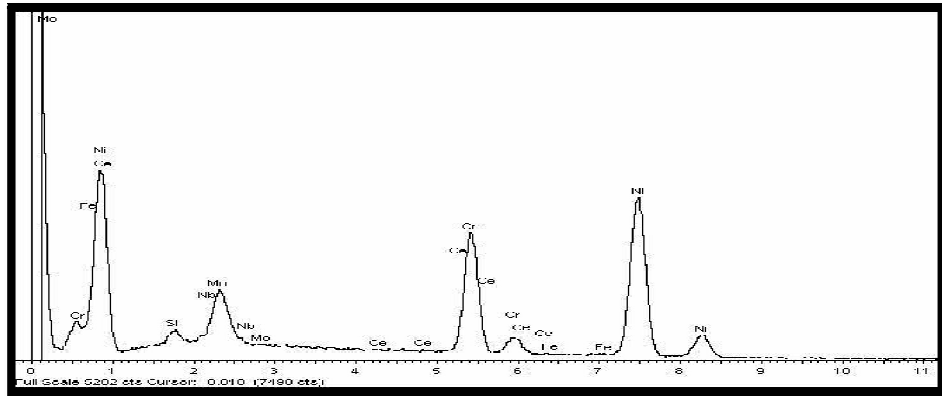
Resim 14. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının SEM görüntüsü



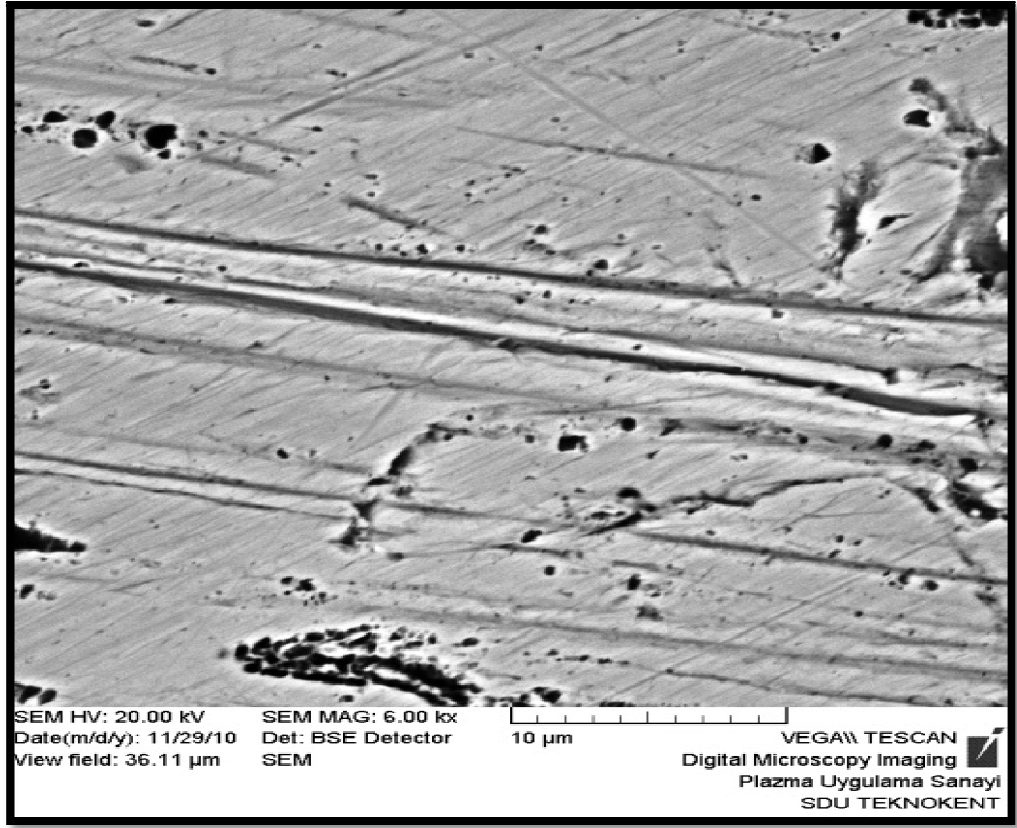
Şekil 27. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının EDS analizi



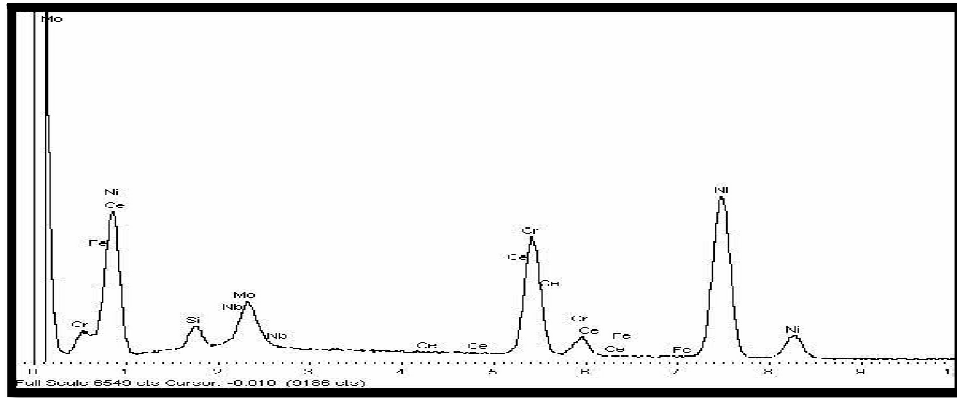
Resim 15. % 15'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının SEM görüntüsü



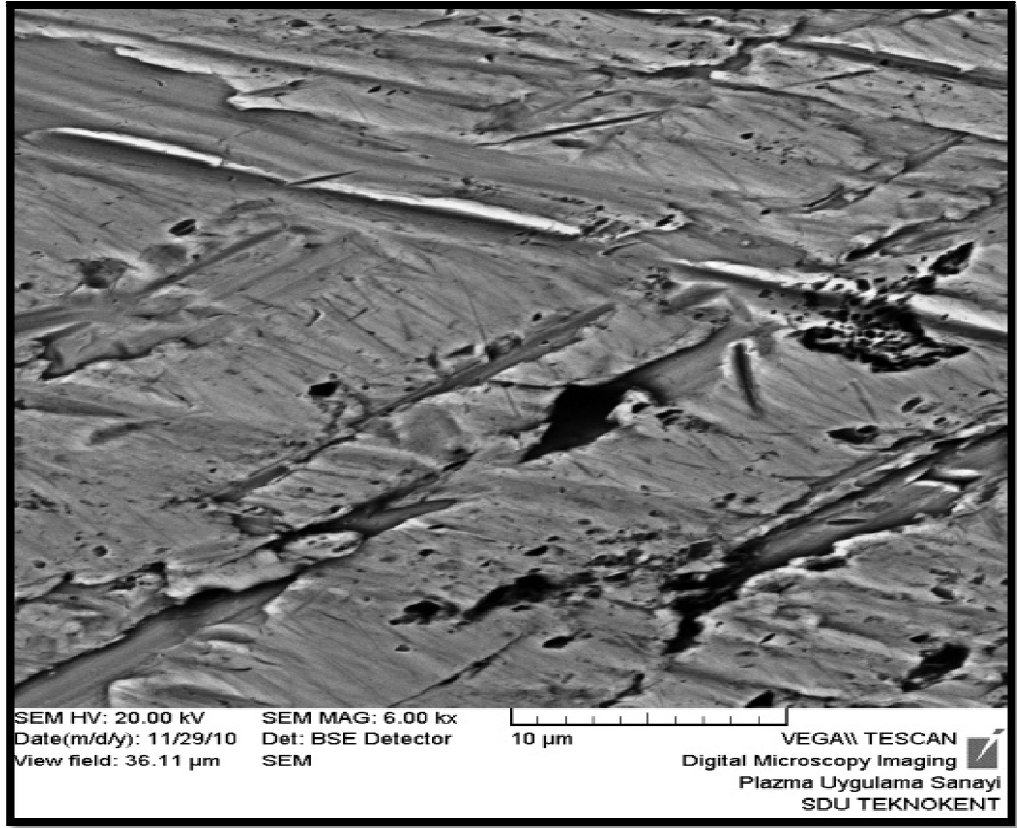
Şekil 28. % 15'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının EDS analizi



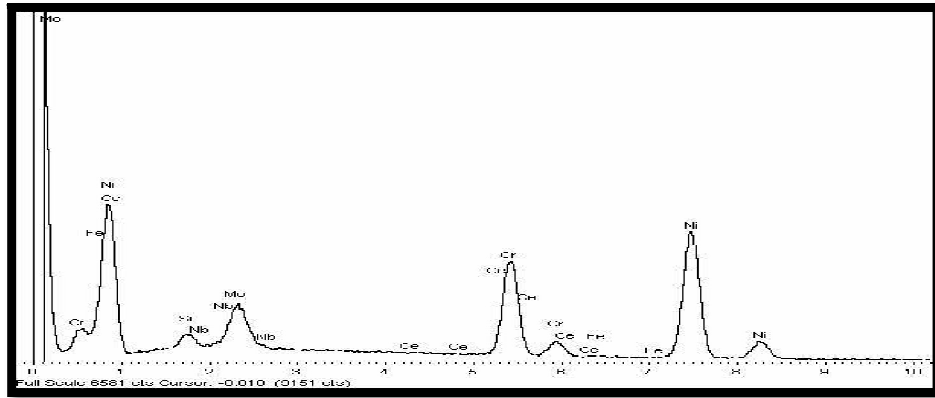
Resim 16. % 20'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının SEM görüntüsü



Şekil 29. % 20'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının EDS analizi



Resim 17. % 35'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının SEM görüntüsü



Şekil 30. % 35'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Wiron 99 alaşımının EDS analizi

Element salınımı deneyinden önce ve sonra alınan SEM görüntülerinin değerlendirilmesi ile KP derişim artışının alaşım yüzeyinde korozyon şiddetini arttığı görülmektedir.

4.2.4. Wiron 99 Alaşımında EDS Yüzey Analiz Değerleri

Element salınım deneyinden önce ve 5 gün sonra yapılan EDS analizleri Tablo 23’de verilmiştir.

Tablo 23. Wiron 99 alaşımlarının başlangıç (% 0KP) ve farklı KP içeren ortamlarda 5.gün sonunda metal yüzeyindeki element analiz sonuçları (% kütle)

Element	% 0 KP	% 10 KP	% 15 KP	% 20 KP	% 35 KP
Nikel	63.012	62.548	62.534	64.166	61.760
Krom	23.186	23.489	23.721	22.969	23.681
Molibden	10.749	11.351	11.282	9.623	11.447
Silisyum	1.896	1.966	1.810	2.909	2.294
Seryum	0.270	0.000	0.033	0.024	0.007
Demir	0.147	0.134	0.162	0.147	0.290
Niyobyum	0.619	0.513	0.459	0.161	0.521

Nikel elementinin yüzeydeki miktarı % 20’lik KP çözeltisi dışındaki diğer tüm çözeltilerde azalmaktadır.

Krom ve molibden elementlerinin % 20’lik KP çözeltileri dışında miktarları artmaktadır.

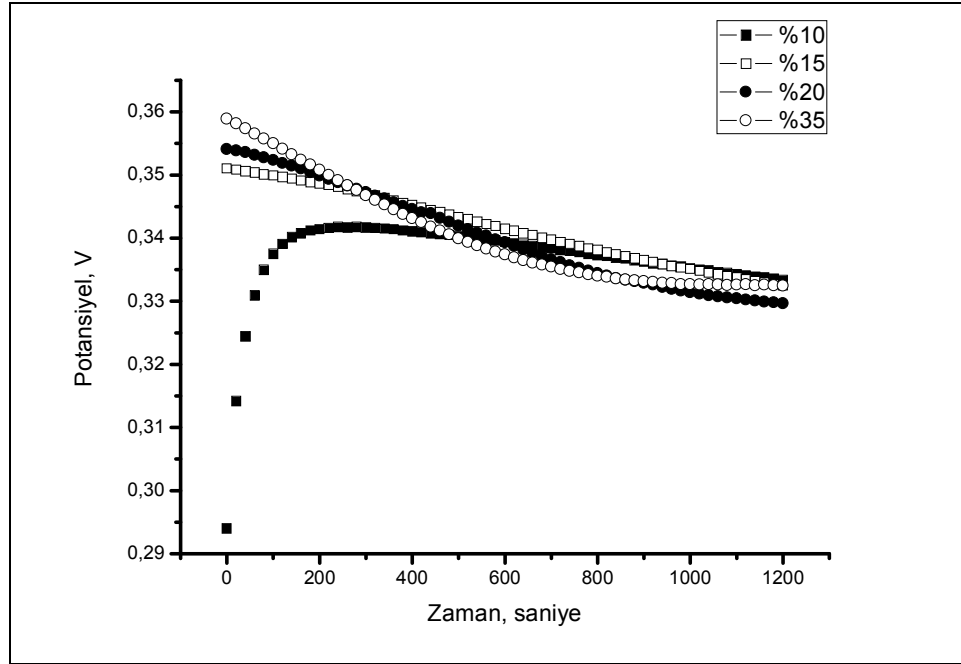
Silisyum elementinin miktarı % 15 KP’ de azalmasına rağmen diğer tüm çözeltilerde artmaktadır.

Seryum ve niyobyum elementlerinin miktarı derişim artışıyla birlikte azalırken demir elementinin miktarı artmaktadır.

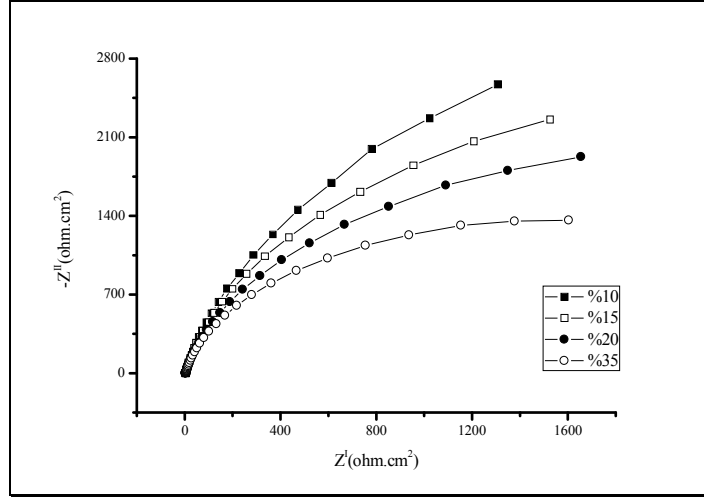
4.3. Duceralloy C Alaşımına Ait Bulgular

Duceralloy C alaşımından hazırlanan örnekler karbamid peroksitin % 10, % 15, % 20 ve % 35'lik çözeltilerinde belirlenen potansiyel- zaman (Şekil 31), AC-empedans (Şekil 32), Tafel eğrileri (Şekil 33) ve SEM/ EDS analizleri (Resim 18- 22 ve Şekil 36- 40) verilmiştir. . Duceralloy C alaşımının farklı derişimlerdeki KP çözeltilerindeki korozyon karakteristiği bu grafiklerden hesaplanmış, her bir ortam için en az 3 deney yapılarak bu deneylerin ortalaması Tablo 23' da verilmiştir.

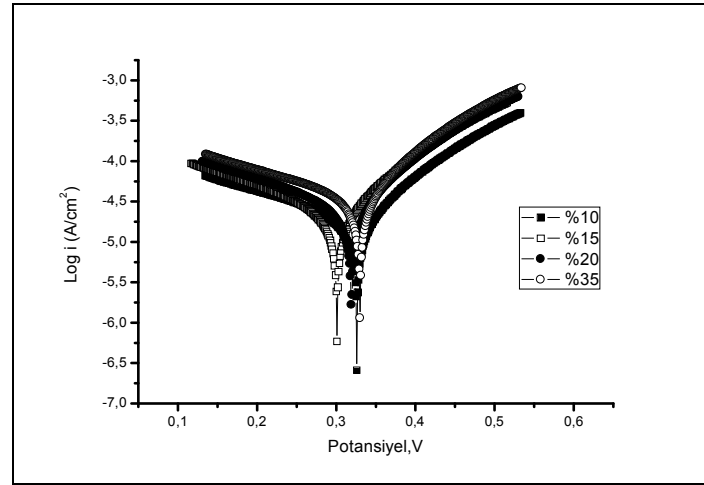
Çözeltiye geçen element miktarları Tablo 25' de gösterilmiştir. Yüzey analiz değerleri Tablo 25' de verilmiştir. Korozyon hız değerlerinin belirlenmesinden önce, deney elektrotu olarak kullandığımız alaşımların çözeltilerde yirmi dakika bekleme süresinde referans elektrot olan Ag/ AgCl elektrotuna göre potansiyel- zaman eğrileri şekil 31'de verilmiştir.



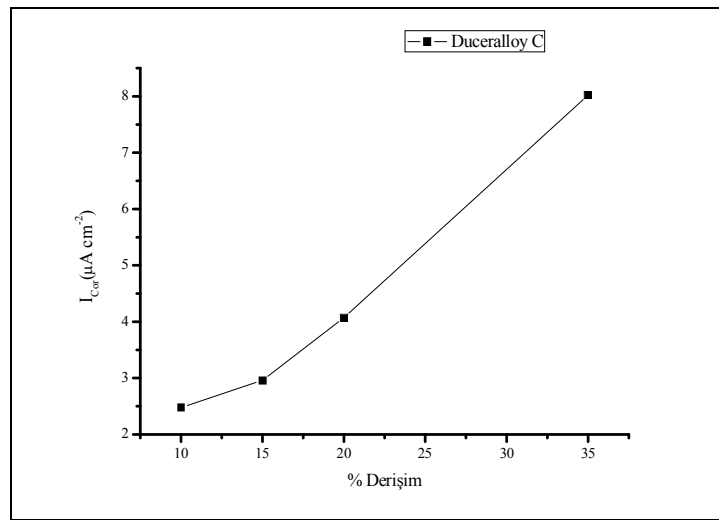
Şekil 31. Duceralloy C alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki potansiyel- zaman eğrileri



Şekil 32. Ducer alloy C alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki AC empedans eğrileri



Şekil 33. Ducer alloy C alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki tafel eğrileri



Şekil 34. Ducer alloy C alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızı- derişim grafiği

Tablo 24. Duceralloy C alaşımının karbamid peroksit çözeltilerindeki korozyon değerleri

	$E_{Cor}(V)$	$\beta_c (V^{-1})$	$\beta_a (V^{-1})$	$R_p (\Omega cm^2)$	$I_{Cor} (\mu A cm^{-2})$
% 10 KP	0,319	4,4	10	$3,8 \cdot 10^5$	2,48
% 15 KP	0,305	4,9	10	$2,4 \cdot 10^5$	2,96
% 20 KP	0,322	4,8	10	$2,3 \cdot 10^5$	4,07
% 35 KP	0,330	4,3	10	$1,1 \cdot 10^5$	8,02

Şekil 31'deki Duceralloy C'nin potansiyelinin zaman- değişim grafiği, Bellabond ve Wiron 99'un tersine pozitiften negatife kaymaktadır. Potansiyelin negatife kayması alaşımda yükseltgenme akım yoğunluğunun giderek artarak çözünenin gerçekteŐiđini gösterir. AC-empedans değerleri de benzer biçimdedir. Karbamid peroksit deriŐimini arttıķa yarım dairenin yarıçapı küçülmekte, bunun sonucu da polarizasyon direnci peroksit arttıķa azalmaktadır (Şekil 32). Korozyon hızları (I_{cor}) değerleri % 35 KP > % 20 KP > % 15 KP > % 10 KP Şeklinde sıralama göstermiştir (Şekil 34) . Polarizasyon direnç (R_p) değerleri % 10 > % 15 > % 20 > % 35 KP Şeklinde sıralama göstermiştir (Tablo 24).

4.3.1. Duceralloy C Alaşımının Element Salınım Deneyi Bulguları

Çalışmamızda kullanılan Duceralloy C alaşımından % 10, % 15, % 20 ve % 35'lik karbamid peroksit çözeltilerinde 8 saat, 24 saat, 3 gün ve 5 gün boyunca çözeltiliye geçen Ni, Cr ve Mo elementlerine ait ortalamalar ve standart sapmalar Tablo 25' de verilmiştir.

Tablo 25. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Duceralloy C alaşımının çözeltiler içindeki element değerleri (mg/ L)

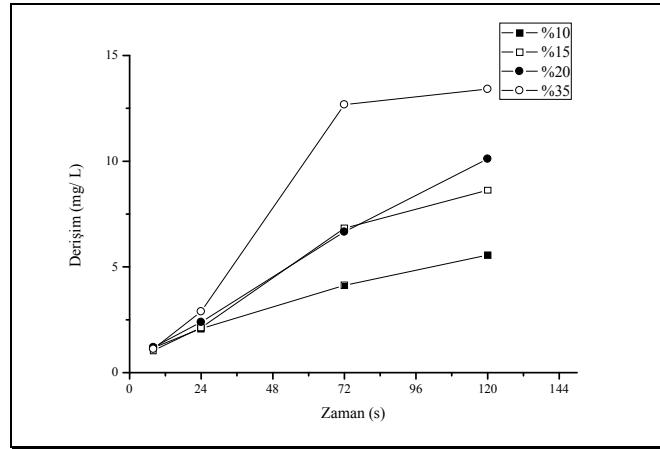
	Element	8 saat		24 saat		3 gün		5 gün	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 10 KF	Co	0,860	0,005	1,474	0,008	2,815	0,022	3,923	0,028
	Cr	0,320	0,002	0,609	0,004	1,312	0,013	1,641	0,014
Toplam		1,18		2,083		4,127		5,564	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 15 KF	Co	0,696	0,006	1,454	0,017	5,029	0,049	6,275	0,062
	Cr	0,348	0,004	0,678	0,010	1,798	0,011	2,364	0,035
Toplam		1,044		2,132		6,827		8,639	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 20 KF	Co	0,838	0,008	1,676	0,022	4,843	0,455	7,234	0,040
	Cr	0,335	0,005	0,711	0,011	1,818	0,181	2,878	0,023
Toplam		1,173		2,387		6,661		10,112	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 35 KF	Co	0,771	0,024	2,039	0,093	9,295	0,032	9,536	0,049
	Cr	0,346	0,012	0,850	0,036	3,382	0,021	3,873	0,033
Toplam		1,117		2,289		12,667		13,409	

Element salınım deneyinde Duceralloy C alaşımından % 10 ve 15'lik KP çözeltilerine salınan krom ve kobalt miktarları zamanla artmaktadır ve bu değerler arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,0011$)(Tablo 26 ve 27). Karbamid peroksit çözeltilerinin % 20'lik derişimde 8 saat ve 24 saat bekletilen örneklerden çözeltilere geçen krom ve kobalt miktarları artmaktadır fakat istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 26 ve 27). Karbamid peroksitin % 35'lik derişiminde 3 gün ve 5 gün bekletilen örneklerden salınan kobalt miktarları arasında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 27). Element salınım deneyinde 8 saat bekletilen örneklerde KP derişiminin artmasıyla birlikte krom miktarında

istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 28). Çözeltilerde 3 gün bekletilen örneklerde krom ve kobalt miktarlarında % 10'luk ile % 35'lik KP çözeltilerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 28 ve 29). Çözeltilerde 5 gün bekletilen örneklerde krom ve kobalt miktarlarında derişim artışıyla çözeltilere geçen miktarlarda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 28 ve 29).

Örneklerden salınan toplam element miktarları KP derişiminin artışıyla birlikte artmaktadır. En yüksek salınım miktarları % 35 KP çözeltileri içerisinde bulunmuştur. Üç günde % 15 KP çözeltisindeki (6,827 mg/ L) element salınım miktarı % 20 KP çözeltisindeki (6,661 mg/ L) salınım miktarından fazladır. Diğer sürelerde salınım miktarları % 35 > 20 > 15 > 10 şeklinde sıralama göstermişlerdir (Şekil 35).

En yüksek element salınımı kobaltda olurken (58,758 mg/ L) en az salınım krom elementinde (23,263 mg/ L) olduğu bulunmuştur (Tablo 7).



Şekil 35. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Duceralloy C alaşımının çözeltiler içindeki toplam element değerleri (mg/ L)

Tablo 26. Duceralloy C alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0044	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0044	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
3 gün	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 27. Duceralloy C alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında kobalt elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0087	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0087	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
3 gün	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0034
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0034	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 28. Duceralloy C alaşımının takip zamanları içerisinde KP özelteleri arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gün				5 gün			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	0,0030	0,0794	0,0050	-	0,0112	0,0010	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
% 15	0,0030	-	0,1344	0,9702	0,0112	-	0,2387	p<0,0001	p<0,0001	-	0,9928	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
% 20	0,0794	0,1344	-	0,2434	0,0010	0,2387	-	0,0001	p<0,0001	0,9928	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
% 35	0,0050	0,9702	0,2434	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

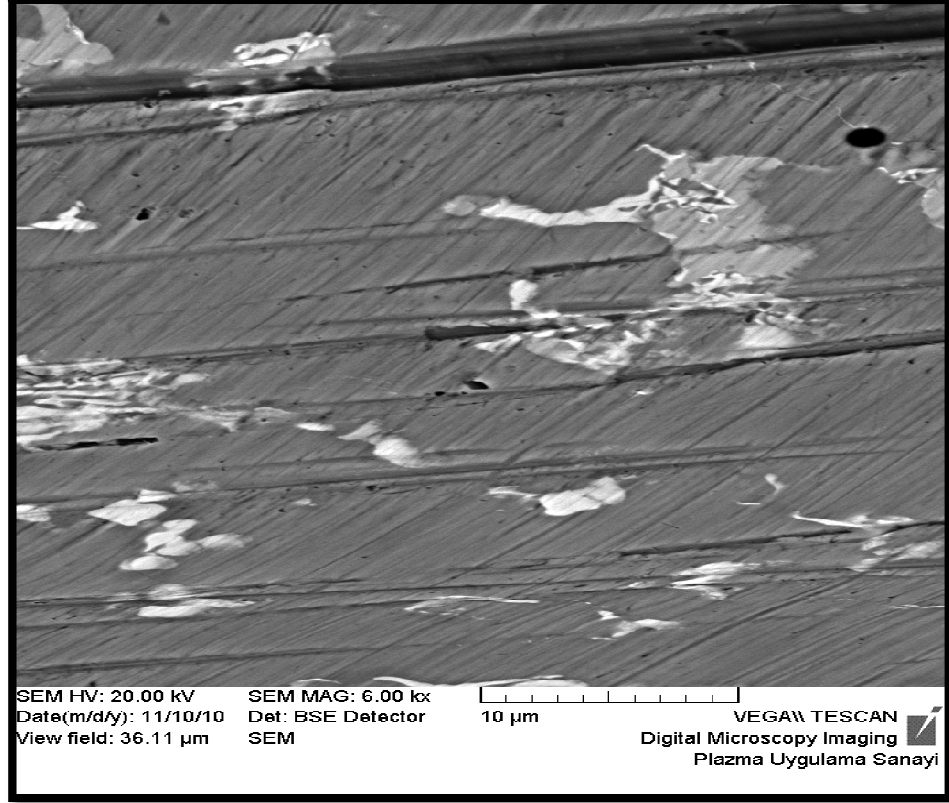
Tablo 29. Duceralloy C alaşımının takip zamanları içerisinde KP özelteleri arasında kobalt elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gün				5 gün			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	p<0,0001	0,2455	0,0002	-	0,9523	0,0044	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
% 15	p<0,0001	-	p<0,0001	0,0005	0,9523	-	0,0024	p<0,0001	p<0,0001	-	0,7579	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
% 20	0,2455	p<0,0001	-	0,0013	0,0044	0,0024	-	0,0001	p<0,0001	0,7579	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
% 35	0,0002	0,0005	0,0013	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

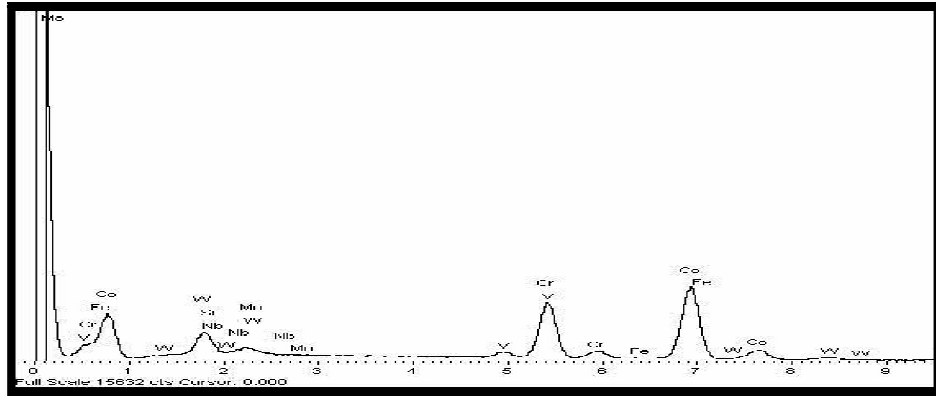
(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

4.3.2. Element Salınımı Deneyinden Önce Duceralloy C Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi

Element salınımı deneyinden önce yapılan SEM/ EDS analizinden elde edilen görüntü ve grafik Resim 18 ve Şekil 36’de gösterilmiştir.



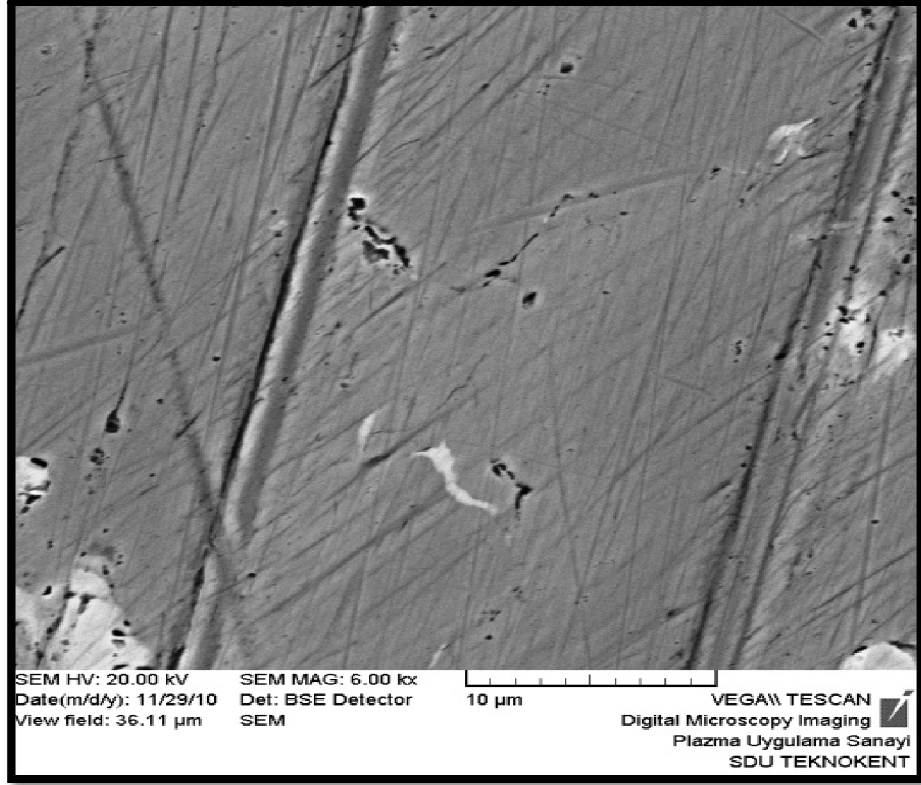
Resim 18. Deneyden önce Duceralloy C alaşımından alınan SEM görüntüsü



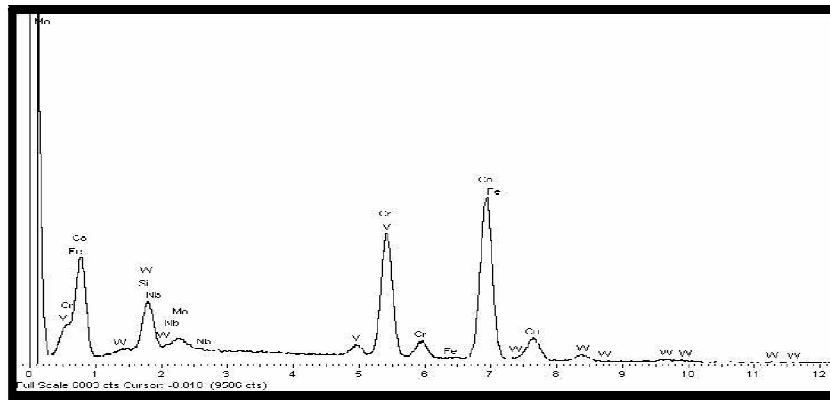
Şekil 36. Deneyden önce Duceralloy C alaşımından alınan EDS analizi

4.3.3. Element Salınımı Deneyinden Sonra Duceralloy C Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi

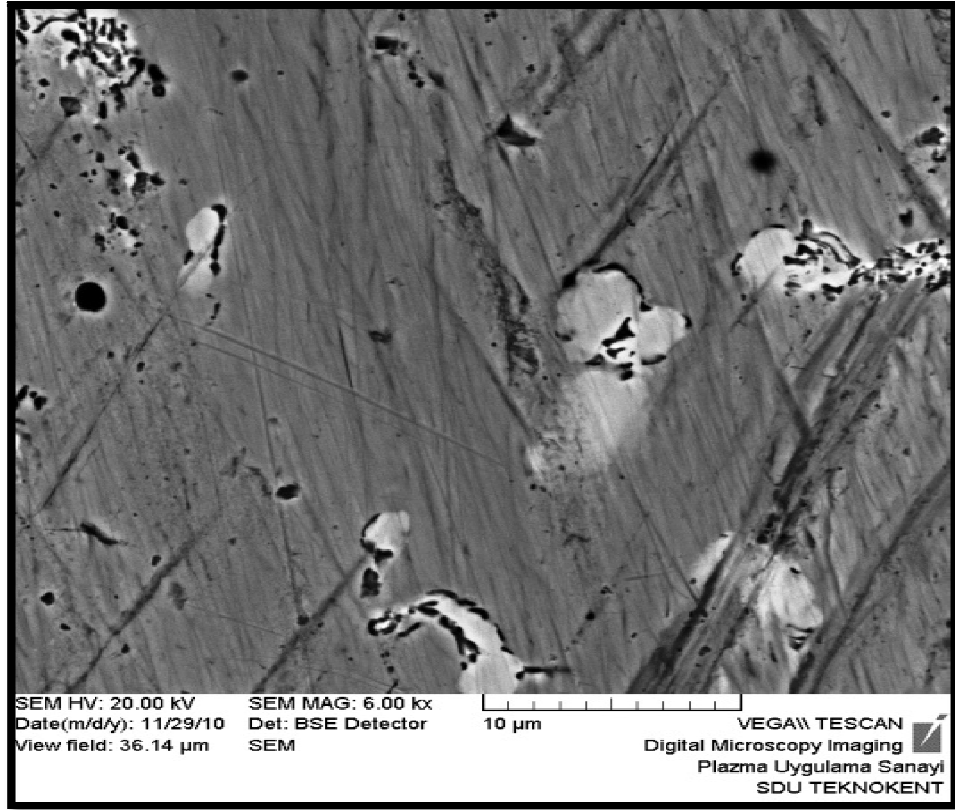
Element salınımı deneyinden sonra yapılan SEM/ EDS analizinden elde edilen görüntüler ve grafikler Resim 19- 22 ve Şekil 37- 40' de gösterilmiştir.



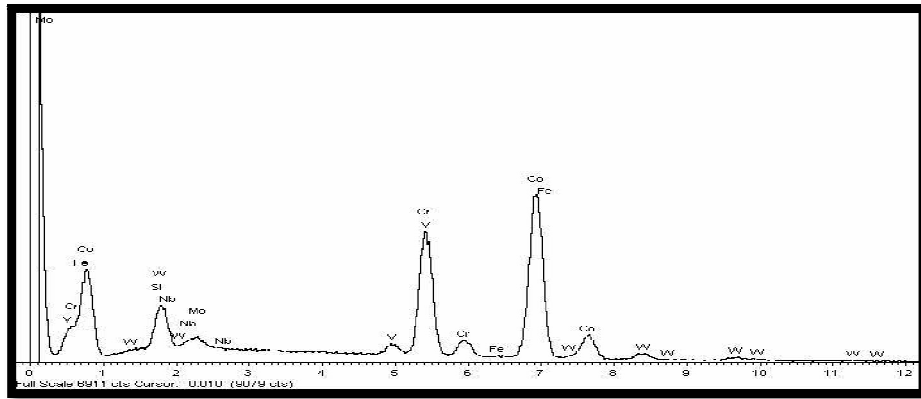
Resim 19. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Duceralloy C alaşımının SEM görüntüsü



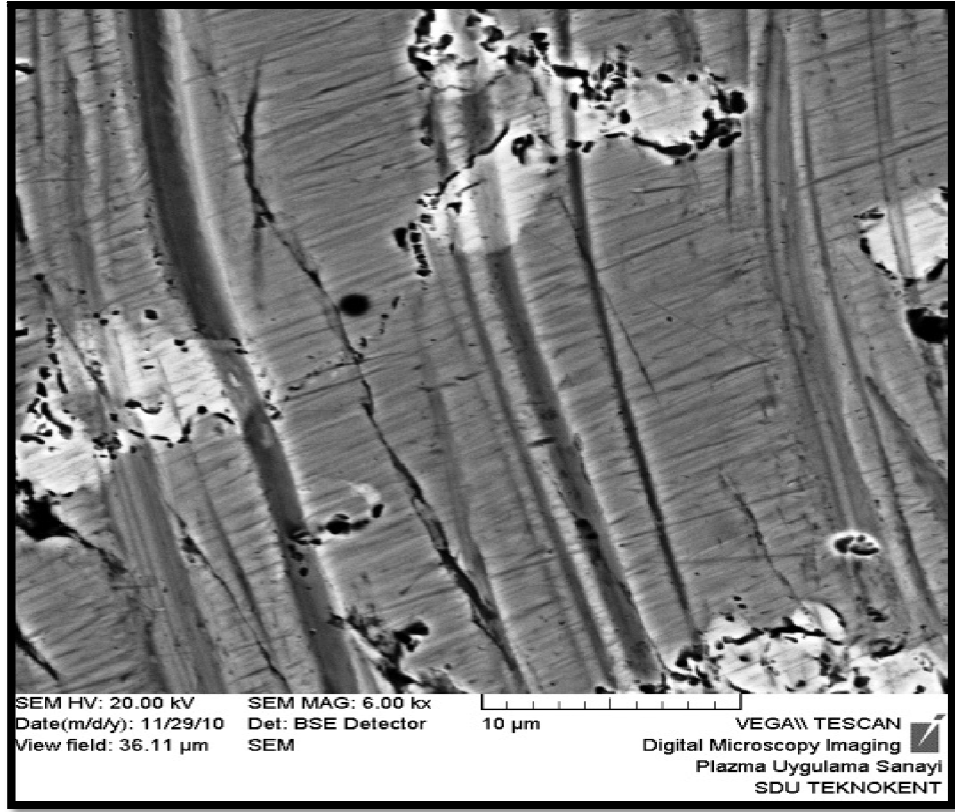
Şekil 37. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Duceralloy C alaşımının EDS analizi



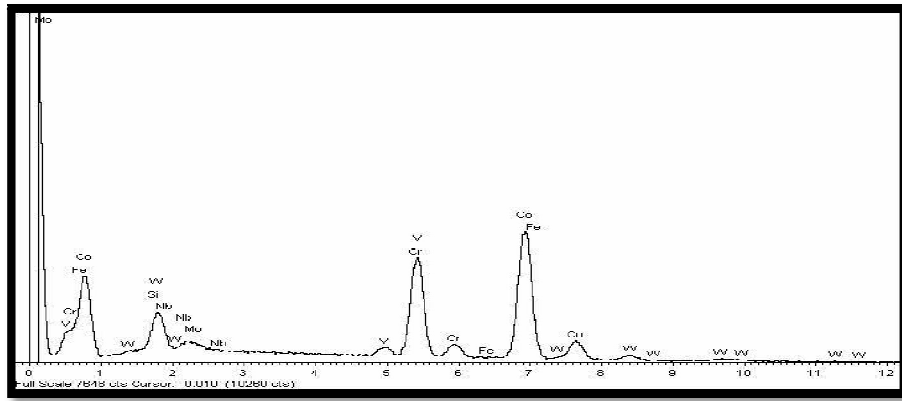
Resim 20. % 15'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Ducer alloy C alaşımının SEM görüntüsü



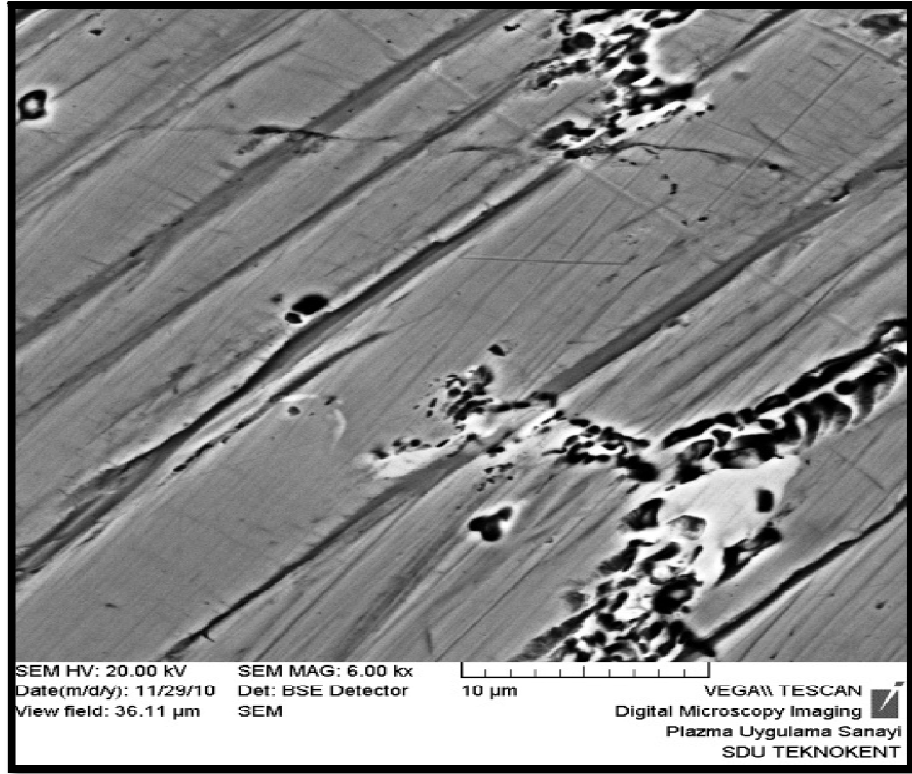
Şekil 38. % 15'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Ducer alloy C alaşımının EDS analizi



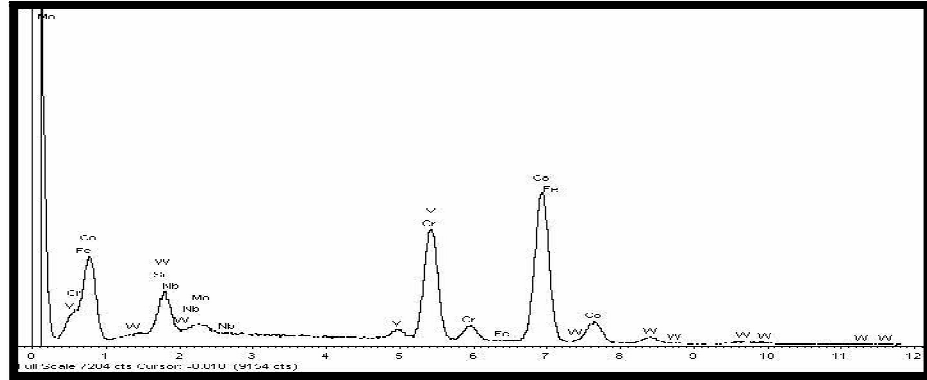
Resim 21. % 20'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Ducer alloy C alaşımının SEM görüntüsü



Şekil 39. % 20'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Ducer alloy C alaşımının EDS analizi



Resim 22. % 35’lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Ducer alloy C alaşımının SEM görüntüsü



Şekil 40. % 35’lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Ducer alloy C alaşımının EDS analizi

Element salınımı deneyinden önce ve sonra alınan SEM görüntülerinin değerlendirilmesi ile KP derişiminin artmasıyla birlikte alaşım yüzeylerinde meydana gelen korozyonun şiddetinin arttığı görülmektedir.

4.3.4. Duceralloy C Alaşımında EDS Yüzey Analiz Değerleri

Element salınım deneyinden önce ve 5 gün sonra yapılan EDS analizleri Tablo 30'da verilmiştir.

Tablo 30. Duceralloy C alaşımlarının başlangıç (% 0KP) ve farklı KP içeren ortamlarda 5.gün sonunda metal yüzeyindeki element analiz sonuçları

Element	% 0 KP	% 10 KP	% 15 KP	% 20 KP	% 35 KP
Kobalt	55.168	56.559	57.558	56.362	57.796
Krom	24.024	24.139	24.466	24.512	24.440
Tungsten	13.354	13.581	12.089	13.225	12.469
Silisyum	0.719	0.522	0.591	0.640	0.646
Vanadyum	1.999	1.800	1.815	1.880	1.664
Demir	0.223	0.123	0.206	0.188	0.141
Niyobyum	2.783	1.562	1.749	1.892	1.373

Alaşımın yüzeyindeki kobalt ve krom elementlerinin miktarı KP derişimi artışıyla birlikte artmaktadır.

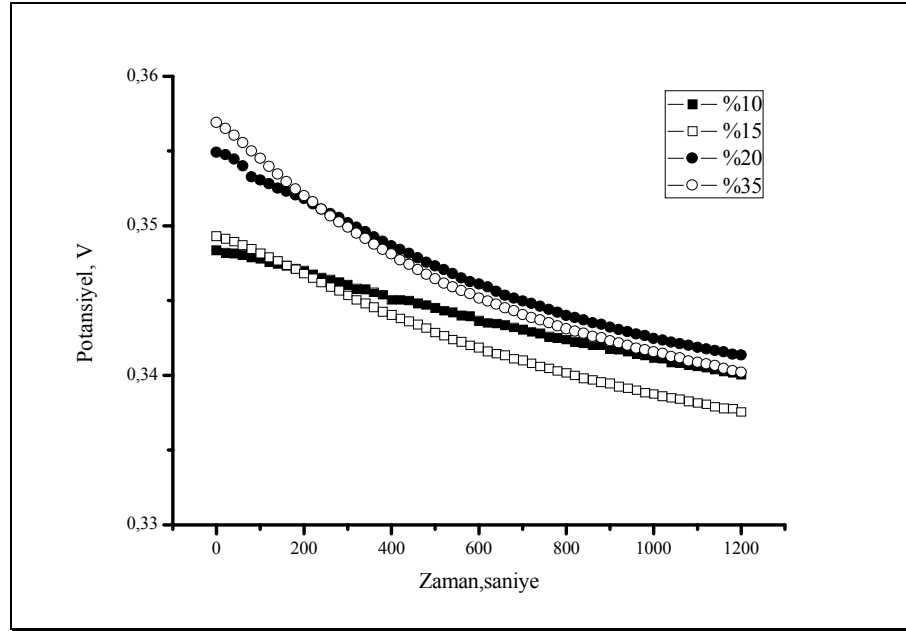
Tungsten elementinin yüzeydeki miktarı % 10'luk KP çözeltisi dışında azalmaktadır.

Silisyum, vanadyum, demir ve niyobyum elementlerinin yüzeydeki miktarı derişim artışıyla birlikte azalmaktadır.

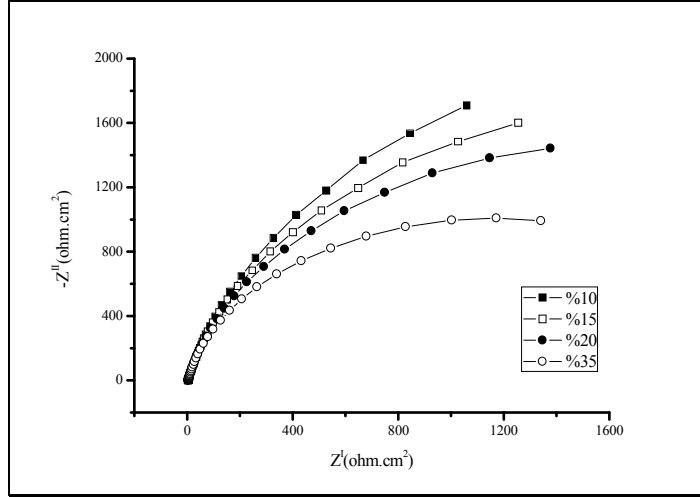
4.4. Sheraalloy- E Alaşımına Ait Bulgular

Sheraalloy E alaşımından hazırlanan örnekler karbamid peroksitin % 10, % 15, % 20 ve % 35'lik çözeltilerinde belirlenen potansiyel- zaman eğrileri (Şekil 41), AC-empedans eğrileri (Şekil 42), Tafel eğrileri (Şekil 43) ve SEM/ EDS analizleri (Resim 23- 27 ve Şekil 47- 51) verilmiştir. Sheraalloy E alaşımının farklı derişimlerdeki KP çözeltilerindeki korozyon karakteristikleri bu grafiklerden hesaplanmış, her bir ortam için en az 3 deney yapılarak bu deneylerin ortalaması Tablo 31' de verilmiştir.

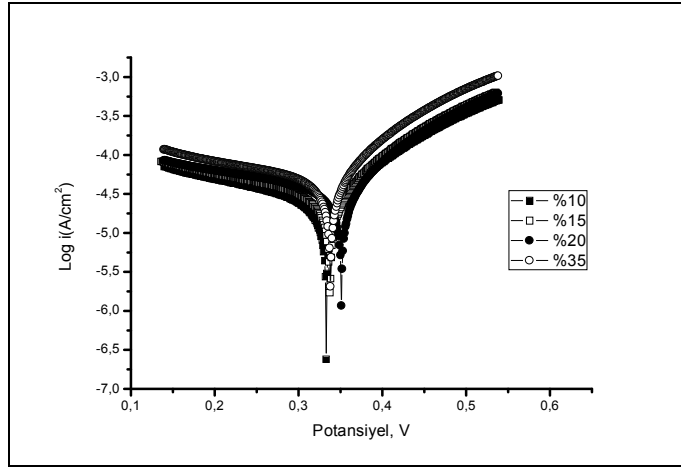
Çözeltiye geçen element miktarları Tablo 32' de gösterilmiştir. Yüzey analiz değerleri Tablo 38' de verilmiştir. Korozyon hız değerlerinin belirlenmesinden önce, deney elektrotu olarak kullandığımız alaşımların çözeltilerde yirmi dakika bekleme süresinde referans elektrot olan Ag/ AgCl elektrotuna göre potansiyel- zaman eğrileri şekil 41'de verilmiştir.



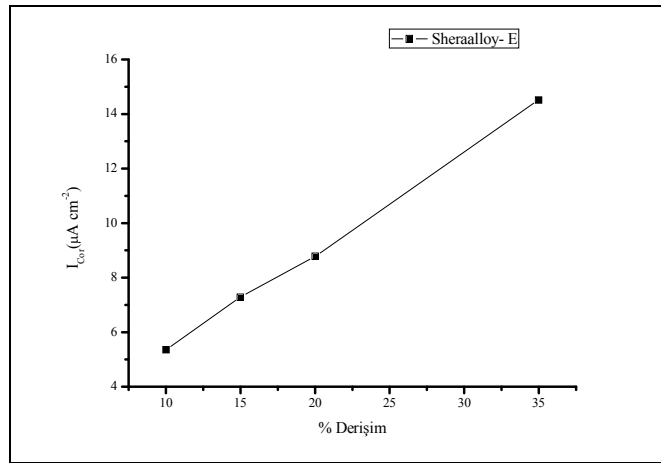
Şekil 41. Sheraalloy- E alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki potansiyel zaman eğrileri



Şekil 42. Sheraalloy- E alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki AC empedans eğrileri



Şekil 43. Sheraalloy- E alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki tafel eğrileri



Şekil 44. Sheraalloy E alaşımının karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızı- derişim grafiği

Tablo 31. Sheraalloy E Alaşımının Karbamid Peroksit Çözeltilerindeki korozyon değerleri

	$E_{Cor}(V)$	$\beta_c (v^{-1})$	$\beta_a (v^{-1})$	$R_p(\Omega cm^2)$	$I_{Cor} (\mu A cm^{-2})$
% 10 KP	0,343	3,4	9,5	$1,9 \cdot 10^5$	5,35
% 15 KP	0,337	3,2	9,7	$1,4 \cdot 10^5$	7,29
% 20 KP	0,351	2,8	9,7	$1,2 \cdot 10^5$	8,78
% 35 KP	0,338	2,8	9,8	$7,5 \cdot 10^4$	14,52

Sheraalloy-E'nin da potansiyelin zamanla değişimi kobalt içerdiğinden dolayı Duceralloy C'deki gibi pozitif yönden negatife kaymaktadır. Son potansiyel değerleri KP arttıkça azda olsa pozitif yöne kaymaktadır (Şekil 41). AC-empedans değerleri diğer alaşımlarla paralellik göstermekte olup, peroksit derişimi arttıkça polarizasyon direnci (R_p) azalmakta, bununla ters orantılı olan korozyon hızı (I_{cor}) ise artmaktadır (Tablo 31). Korozyon hızları (I_{cor}) değerleri % 35 KP > % 20 KP > % 15 KP > % 10 KP şeklinde sıralama göstermiştir (Şekil 42). Polarizasyon direnç (R_p) değerleri % 10 > % 15 > % 20 > % 35 KP şeklinde sıralama göstermiştir (Tablo 31).

4.4.1. Sheraalloy E Alaşımın Element Salınım Deneyi Bulguları

Çalışmamızda kullanılan Sheraalloy E alaşımından % 10, % 15, % 20 ve % 35'lik karbamid peroksit çözeltilerinde 8 saat, 24 saat, 3 gün ve 5 gün boyunca çözeltiliye geçen Ni, Cr ve Mo elementlerine ait ortalamalar ve standart sapmalar Tablo 32' de verilmiştir.

Tablo 32. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Sheraalloy E alaşımmın çözeltilerindeki element değerleri (mg/ L)

	Element	8 saat		24 saat		3 gün		5 gün	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 10 KP	Co	0,255	0,003	0,664	0,004	0,605	0,005	0,866	0,005
	Cr	0,182	0,001	0,218	0,002	0,252	0,003	0,329	0,002
	Mo	0,006	0,001	0,097	0,003	0,145	0,002	0,208	0,002
Toplam		0,443		0,979		1,002		1,403	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 15 KP	Co	0,270	0,002	0,332	0,004	0,557	0,005	1,127	0,012
	Cr	0,167	0,002	0,196	0,003	0,277	0,004	0,350	0,003
	Mo	0,014	0,001	0,049	0,002	0,157	0,002	0,346	0,003
Toplam		0,451		0,557		1,011		1,823	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 20 KP	Co	0,337	0,001	0,455	0,003	2,875	0,182	0,725	0,006
	Cr	0,177	0,001	0,198	0,001	0,509	0,027	0,318	0,003
	Mo	0,065	0,000	0,100	0,003	0,622	0,031	0,243	0,002
Toplam		0,579		0,753		4,006		1,286	
		Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s	Ort.	S.s
% 35 KP	Co	0,383	0,001	0,407	0,002	0,551	0,051	0,785	0,012
	Cr	0,124	0,002	0,206	0,002	0,215	0,025	0,327	0,007
	Mo	0,062	0,001	0,089	0,002	0,170	0,018	0,155	0,004
Toplam		0,569		0,702		0,936		1,267	

Karbamid peroksit % 10 ve 15'lik çözeltilerinde 8 saat, 24 saat, 3 gün ve 5 gün bekletilen örneklerden çözeltilere geçen krom, kobalt ve molibden miktarları zamanla artmaktadır ve bu değerler arasında istatistik olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0011$)(Tablo 33,34 ve 35).

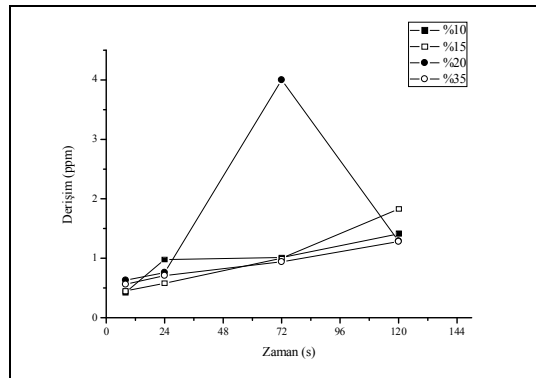
Karbamid peroksitin % 20'lik çözeltilerinde 8 saat ile 24 saat bekletilen örneklerden geçen krom miktarları arasında istatistik olarak anlamlı fark

bulunmamıştır (Tablo 33). Karbamid peroksitin % 20'lik derişiminde kobalt miktarları arasında ise 8 saat ile 3 gün, 24 saat ile 3 gün ve 3 gün ile 5 gün sürelerinde çözeltilerdeki miktarlar istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo 34). Molibden elementinin % 20 KP' te 8 saat ile 24 saat arasında çözeltilerdeki miktarları arasında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 35). Karbamid peroksitin % 35'lik çözeltilisinde 24 saat ile 3 gün bekletilen örneklerden çözeltiye geçen krom miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 33). Kobalt element miktarlarında ise 8 saat ve 24 saatte elde edilen miktarlar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 34).

Çözeltilerde 8 saat, 24 saat ve 5 gün bekletilen örneklerden salınan kobalt miktarları derişimin artmasıyla birlikte artmaktadır ve bu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0011$) (Tablo37).

Üç gün boyunca % 10 ile 15, % 10 ile 35 ve % 15 ile 35 KP çözeltilerine geçen krom ve molibden miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo37 ve 38).

Örneklerden salınan toplam element miktarları % 10, 15 ve 35 KP çözeltilerinde zamanla artmaktadır. % 20 KP çözeltilisinde 3 gün sonunda salınan toplam element miktarı 8 saat, 24 saat ve 5 gün sonunda salınan miktarlardan fazla bulunmuştur. En az toplam salınım miktarı % 10 KP çözeltilisinde 8 saat tutulan örnekten elde edilmiştir (Şekil 45). En yüksek element salınımı kobaltda olurken (11,194 mg/ L), daha sonra krom (4,045 mg/ L) ve en az salınım molibden elementinde (2,528 mg/ L) olduğu bulunmuştur (Tablo 7).



Şekil 45. Karbamid peroksit beyazlatma ajanlarında farklı sürelerde bekletilen Sheraalloy E alaşımının çözeltiler içindeki toplam element değerleri (mg/ L)

Tablo 33. Sheraalloy E alaşımının KP zeltileri içerisinde takip zamanları arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,3156	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0003	0,0001	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,3156	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0003	-	0,8330	p<0,0001
3 gün	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	0,0001	0,8330	-	p<0,0001
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 34. Sheraalloy E alaşımının KP zeltileri içerisinde takip zamanları arasında kobalt elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün	8 saat	24 saat	3 gün	5 gün
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,4346	p<0,0001	0,0035	-	0,7071	0,0002	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,4346	-	p<0,0001	0,0272	0,7071	-	0,0007	p<0,0001
3 gün	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	0,0002	0,0007	-	p<0,0001
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0035	0,0272	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 35. Sheraalloy E alaşımının KP çözeltileri içerisinde takip zamanları arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	% 10 KP				% 15 KP				% 20 KP				% 35 KP			
	8 saat	24 saat	3 gün	5 gn	8 saat	24 saat	3 gn	5 gn	8 saat	24 saat	3 gn	5 gn	8 saat	24 saat	3 gn	5 gn
8 saat	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0994	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0326	p<0,0001	p<0,0001
24 saat	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0994	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0326	-	p<0,0001	0,0001
3 gn	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,2582
5gn	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0001	p<0,0001	0,2582	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 36. Sheraalloy E alaşımının takip zamanları içerisinde KP çözeltileri arasında krom elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gün				5 gün			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	p<0,0001	0,0070	0,0088	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0005	-	0,3974	p<0,0001	0,1559	-	0,0013	0,00384	0,9025
% 15	p<0,0001	-	p<0,0001	0,0019	p<0,0001	-	0,6225	0,0010	0,3974	-	p<0,0001	0,0153	0,0013	-	0,0001	0,0006
% 20	0,0700	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,6225	-	0,0038	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	0,0384	0,0001	-	0,0997
% 35	0,0088	0,0019	p<0,0001	-	0,0005	0,0010	0,0038	-	0,1559	0,0153	p<0,0001	-	0,9025	0,0006	0,0997	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

Tablo 37. Sheraalloy E alaşımının takip zamanları içerisinde KP özelteleri arasında kobalt elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gün				5 gün			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,9234	p<0,0001	0,8941	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
% 15	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,9234	-	p<0,0001	0,9998	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
% 20	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0002
% 35	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	0,8941	0,9998	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,0002	-

(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

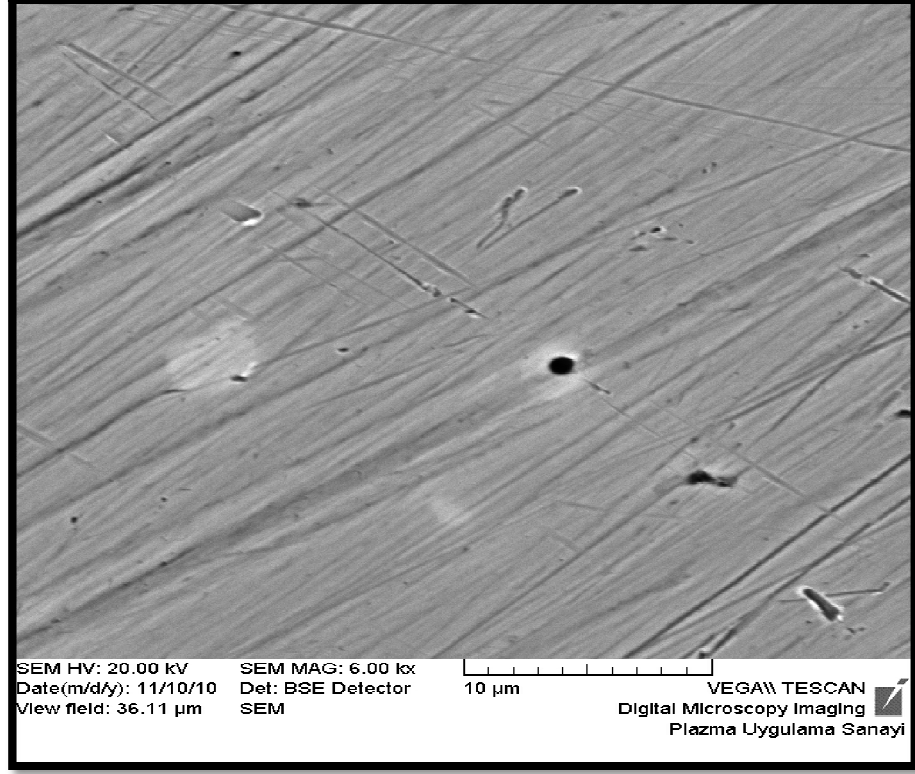
Tablo 38. Sheraalloy E alaşımının takip zamanları içerisinde KP özelteleri arasında molibden elementine göre yapılan çoklu karşılaştırmalara ait p değerleri

	8 saat				24 saat				3 gün				5 gün			
	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35	% 10	%15	% 20	% 35
% 10	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	0,5751	0,0065	-	0,8661	p<0,0001	0,3844	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
% 15	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	0,8661	-	p<0,0001	0,7915	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001
% 20	p<0,0001	p<0,0001	-	0,0373	0,5751	p<0,0001	-	0,0014	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-	p<0,0001
% 35	p<0,0001	p<0,0001	0,0373	-	0,0065	p<0,0001	0,0014	-	0,3844	0,7915	p<0,0001	-	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001	-

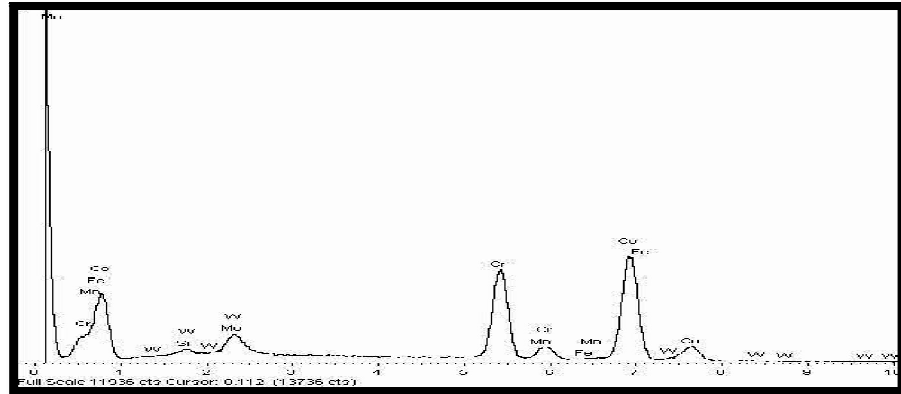
(Bonferroni Düzeltmesine göre p< 0,0011 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.)

4.4.2. Element Salınımı Deneyinden Önce Sheraalloy E Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi

Element salınımı deneyinden önce yapılan SEM/ EDS analizinden elde edilen görüntü ve grafik Resim 23 ve Şekil 46’da gösterilmiştir.



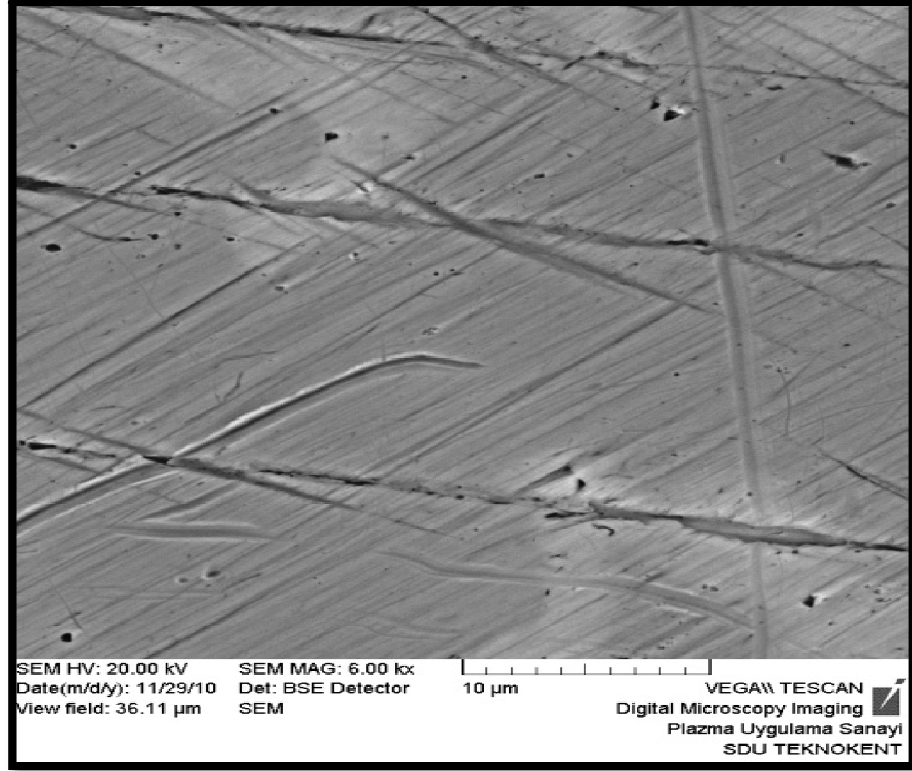
Resim 23. Deneyden önce Sheraalloy- E alaşımından alınan SEM görüntüsü



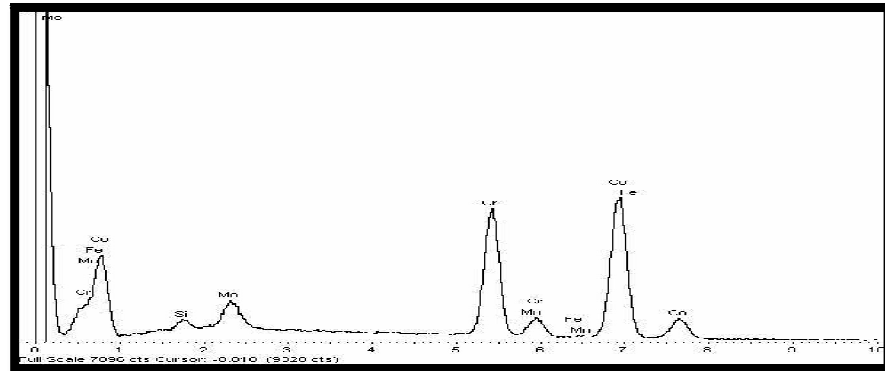
Şekil 46. Deneyden önce Sheraalloy- E alaşımından alınan EDS analizi

4.4.3. Element Salınımı Deneyinden Sonra Sheraalloy E Alaşımında Yapılan SEM/ EDS Analizi

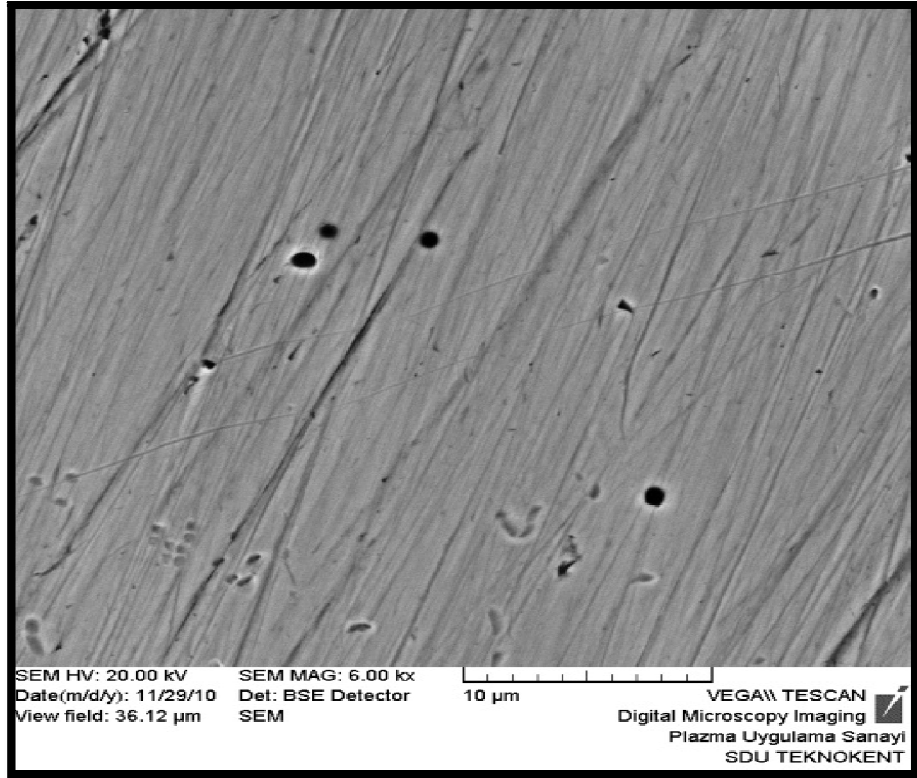
Element salınımı deneyinden sonra yapılan SEM/ EDS analizinden elde edilen görüntü ve grafik Resim 24- 27 ve Şekil 47- 50'de gösterilmiştir.



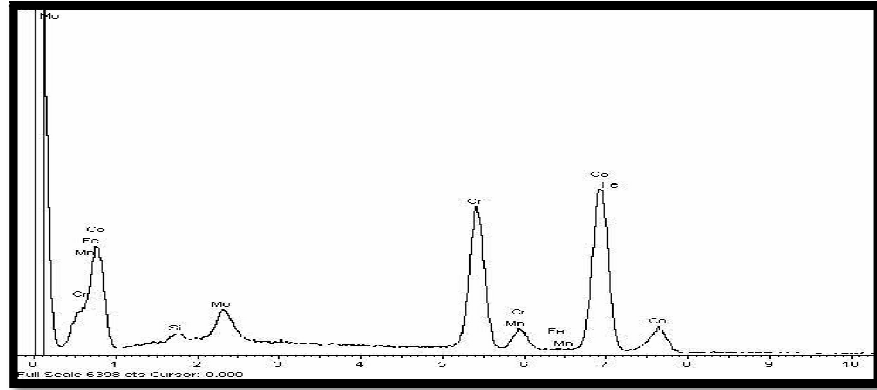
Resim 24. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının SEM görüntüsü



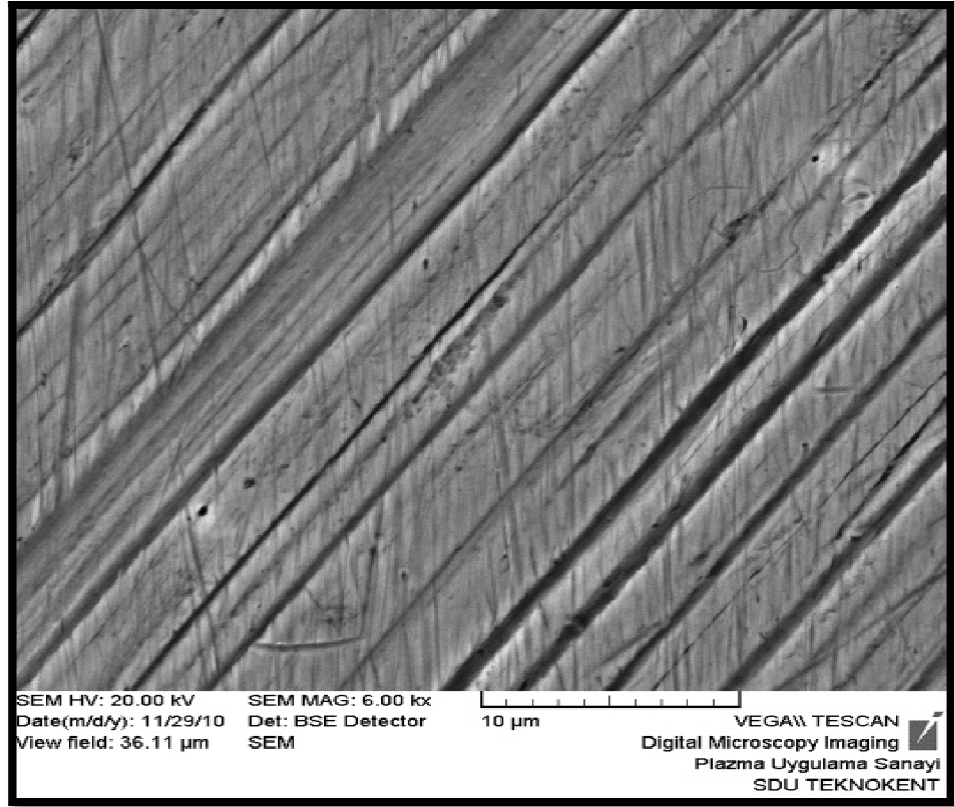
Şekil 47. % 10'luk karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının EDS analizi



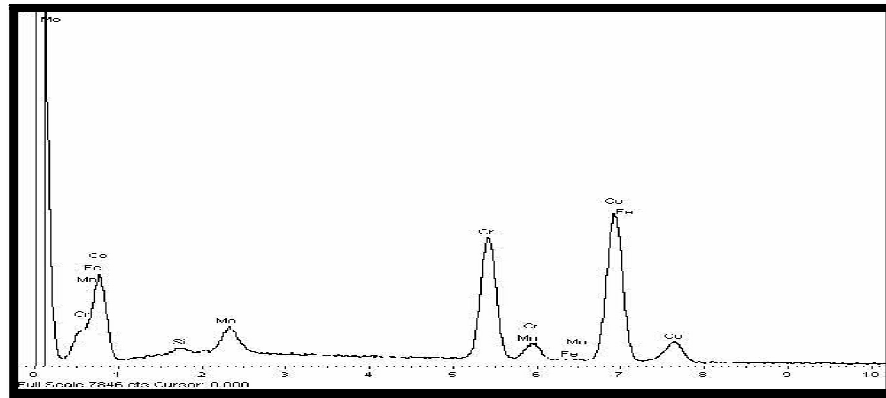
Resim 25. % 15'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının SEM görüntüsü



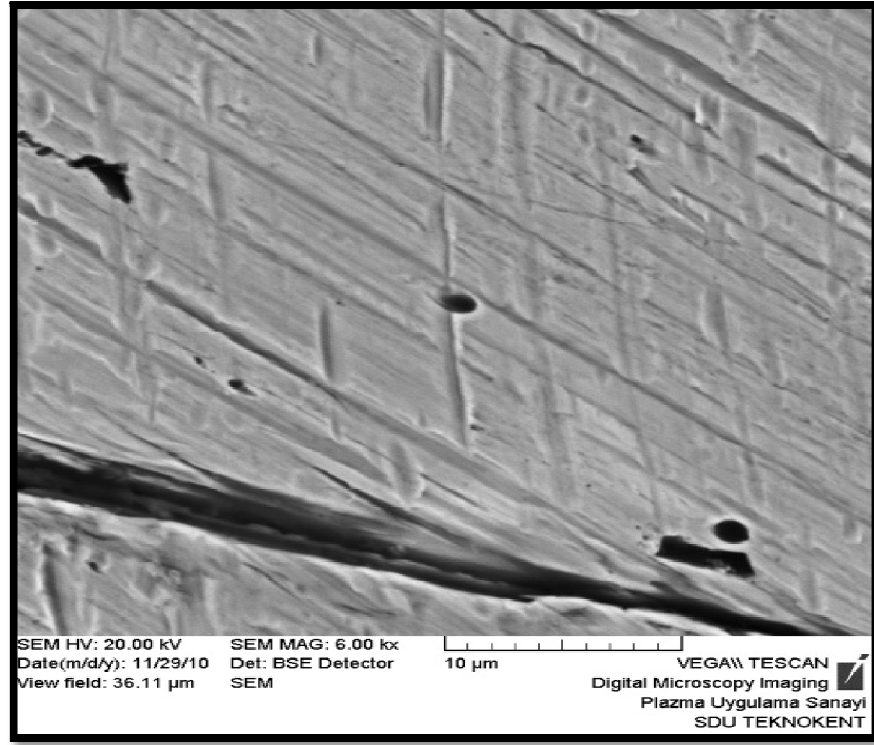
Şekil 48. % 15'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının EDS analizi



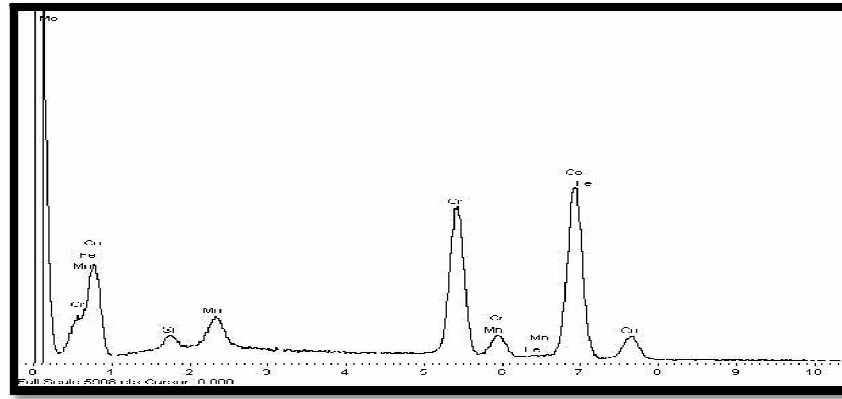
Resim 26. % 20'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının SEM görüntüsü



Şekil 49. % 20'lik karbamid peroksit çözeltilisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının EDS analizi



Resim 27. % 35'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının SEM görüntüsü



Şekil 50. % 35'lik karbamid peroksit çözeltisinde 5 gün bekletilen Sheraalloy-E alaşımının EDS analizi

Element salınımı deneyinden önce ve sonra alınan SEM görüntülerinin değerlendirilmesi ile KP derişiminin artmasıyla birlikte alaşım yüzeylerinde meydana gelen korozyonun şiddetinin arttığı görülmektedir.

4.4.4. Sheraalloy E Alaşımında EDS Yüzey Analiz Değerleri

Element salınım deneyinden önce ve 5 gün sonra yapılan EDS analizleri Tablo 38'de verilmiştir.

Tablo 39. Sheraalloy- E alaşımının başlangıç (% 0KP) ve farklı KP içeren ortamlarda 5.gün sonunda metal yüzeyindeki element analiz sonuçları

Element	% 0 KP	% 10 KP	% 15 KP	% 20 KP	% 35 KP
Kobalt	61.822	60.783	62.303	63.301	61.209
Krom	29.449	29.886	29.268	29.110	29.664
Silisyum	0.978	1.682	1.119	0.908	1.745
Manganez	0.497	0.372	0.301	0.096	0.394
Demir	0.084	0.197	0.033	0.023	0.231
Molibden	6.962	7.079	6.976	6.562	6.758

Yüzey analiz sonuçlarına göre alaşım yüzeyindeki kobalt miktarı % 10 KP çözeltisi dışında artmaktadır.

Krom miktarı % 10 ve % 35 KP çözeltilerinde artmış, % 15 ve % 20'lik çözeltilerde azalmaktadır.

Silisyum % 20 KP çözeltisinde azalırken diğer çözeltilerde artış göstermiştir.

Manganez derişimin artışı ile birlikte yüzeydeki miktarı azalmaktadır.

Demir miktarı % 10 ve 35 KP çözeltilerinde artarken % 15 ve 20 KP çözeltilerinde azalmaktadır.

Molibden miktarı % 10 ve 15 KP çözeltilerinde artarken % 20 ve 35 KP azalmaktadır.

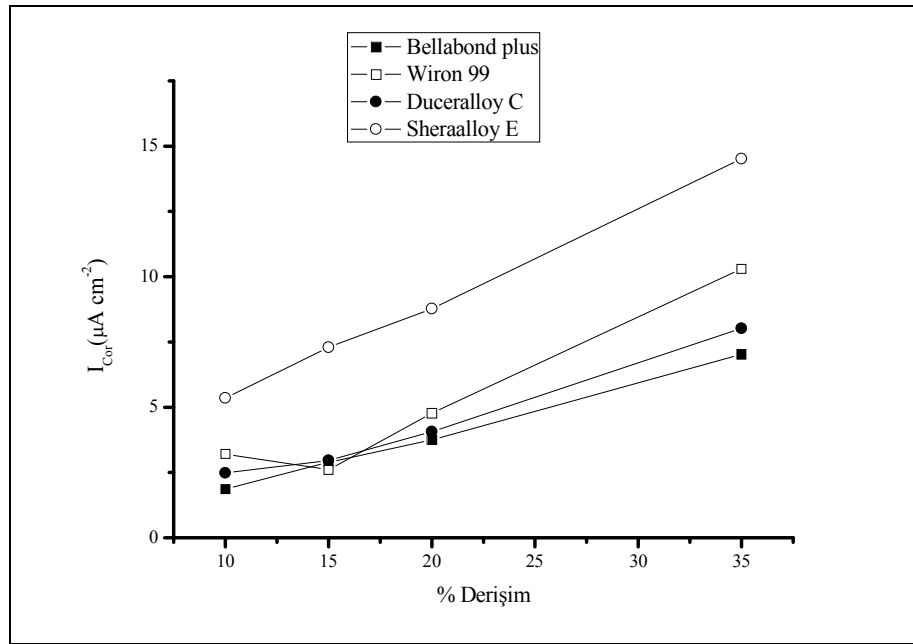
4.5. Alaşımların Karbamid Peroksit Çözeltileri İçindeki Korozyon Hızı Derişim Grafikleri

Bellabond Plus, Wiron 99, Duceralloy C ve Sheraalloy E alaşımların KP çözeltilerinde potansiyodinamik yöntemle belirlenen korozyon değerleri Tablo 40’ da verilmiştir.

Tablo 40. Alaşımların karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon değerleri

Alaşım	Karbamid Peroksit	E_{cor} (v)	β_c (v ⁻¹)	β_a (v ⁻¹)	R_p (Ω cm ²)	I_{cor} (μ A cm ⁻²)
Bellabond Plus	% 10	0,343	3,2	5,9	$4,1 \cdot 10^3$	1,87
Bellabond Plus	% 15	0,313	3,6	9,9	$3,5 \cdot 10^3$	2,89
Bellabond Plus	% 20	0,316	3,5	10	$2,6 \cdot 10^3$	3,75
Bellabond Plus	% 35	0,324	3,3	10	$1,4 \cdot 10^3$	7,03
Wiron 99	% 10	0,194	5,6	7,7	$3,3 \cdot 10^3$	3,21
Wiron 99	% 15	0,266	6,2	10	$3,2 \cdot 10^3$	2,61
Wiron 99	% 20	0,314	3,4	10	$2,0 \cdot 10^3$	4,77
Wiron 99	% 35	0,312	4	9,9	$9,5 \cdot 10^4$	10,31
Duceralloy C	% 10	0,319	4,4	10	$3,8 \cdot 10^3$	2,48
Duceralloy C	% 15	0,305	4,9	10	$2,4 \cdot 10^3$	2,96
Duceralloy C	% 20	0,322	4,8	10	$2,3 \cdot 10^3$	4,07
Duceralloy C	% 35	0,330	4,3	10	$1,1 \cdot 10^3$	8,02
Sheraalloy E	% 10	0,343	3,4	9,5	$1,9 \cdot 10^3$	5,35
Sheraalloy E	% 15	0,337	3,2	9,7	$1,4 \cdot 10^3$	7,29
Sheraalloy E	% 20	0,351	2,8	9,7	$1,2 \cdot 10^3$	8,78
Sheraalloy E	% 35	0,338	2,8	9,8	$7,5 \cdot 10^4$	14,52

Elde edilen analiz sonuçlarına göre Bellabond Plus, Duceralloy C ve Sheraalloy E alaşımlarının korozyon hızları (I_{cor}) KP derişiminin artmasıyla birlikte artmaktadır. Wiron 99 alaşımı % 15'lik KP çözeltisinde korozyon hızı azalırken % 20 ve 35'lik çözeltilerde artmaktadır (Tablo 40). Bellabond Plus alaşımı % 10, 20 ve 35 KP çözeltilerinde diğer alaşımlara göre en düşük korozyon hızları (I_{cor}) belirlenmiştir. Sheraalloy E alaşımı tüm KP çözeltilerinde en yüksek korozyon hız değerleri göstermiştir. Bütün derişimlerde Duceralloy C alaşımının korozyon hızları Bellabond Plus alaşımının değerlerinden yüksek olduğu belirlenmiştir (Şekil 52). Alaşımların polarizasyon dirençleri (R_p) KP derişiminin artışıyla birlikte azalmaktadır (Tablo 40). Karbamid peroksit çözeltilerinde alaşımların korozyon dirençleri Bellabond Plus > Duceralloy C > Wiron 99 > Sheraalloy E şeklinde sıralama göstermiştir.



Şekil 51. Alaşımların karbamid peroksit çözeltileri içindeki korozyon hızı- derişim grafikleri

Şekil 51'de KP derişimlerinin artışıyla korozyon hızlarının artışı doğrusal özellik göstermektedir. Bu da alaşımların korozyonunun difüzyon kontrollü olduğunu göstermektedir.

5. TARTIŞMA

Protetik diş hekimliğinde, genellikle değerli metal ve alaşımlar tercih edilmesine rağmen, mekanik özellikleri ve ucuz olmaları nedeniyle temel metal alaşımları sıklıkla kullanılmaktadır. Günümüzde özellikle ekonomik nedenler de göz önüne alındığında, restorasyonların yapımında altın içermeyen kıymetli metaller ve temel metal alaşımları çok daha fazla tercih edilmektedir. Bu alaşımların yapısında krom, nikel veya kobalt gibi temel elementlerin yanı sıra alaşımın dökülebilirlik özelliğini etkileyen, korozyon ve fiziksel dirençlerini arttıran molibden, manganez, berilyum, demir gibi elementler de belirli oranlarda yer almaktadırlar (Kılıçarslan ve ark., 1998). Yüksek altın içeren soy metal alaşımlarının biyolojik olarak en yüksek uyumluluk gösterdikleri bilinmektedir. Ancak özellikle temel metal alaşımlarının bileşiminde bulunan nikel (Ni), krom (Cr), kobalt (Co), bakır (Cu) ve günümüzde kullanımı bırakılan berilyum (Be) biyolojik yönden olumsuz özelliklere sahiptir (Kimura et al., 1990, Setcos et al., 2006). Alaşımların korozyon davranışlarını inceleyen araştırmalarda, nikel-krom alaşımlarının son derece aktif olduğu bulunmuştur (Canay and Öktemer 1992, Gil et al., 1999). Ağız içinde kullanılan metal alaşımlarının alerjik ve toksik reaksiyonlara neden olduğu bilinmektedir. Ancak bu reaksiyonlara metal iyonları katalizlediğinden ortama metal iyonlarının salınması gerekir. Metal iyonları da korozyonla oluşur. Dolayısıyla korozyon arttıka toksik etki de artar.

Temel metal alaşımları seramik kron ve köprü yapımında, yüksek sertlik, yüksek gerilme direnci, yüksek elastik modülü ve ucuz olmaları nedeniyle tercih edilirler. Ayrıca seramik fırınlama işlemleri sırasında opak porselenle arasında oluşturduğu oksit tabakası seramik yapıyla kimyasal bağ oluşturur ve bağlanma direncini güçlendirir (Karaağağlıoğlu ve ark., 1992, Leibrock et al., 1999). Temel metal alaşımlarının bu avantajlarına rağmen biyolojik olarak uygun olmamaları, döküm işlemlerinin zor olması, şekillendirme ve uyumlarının zayıf olması ve korozyona karşı daha duyarlı olmaları gibi dezavantajlara sahiptirler. Dental uygulamalar için alaşım seçimi aşamasında etkili olan faktörlerin en önemlileri,

alaşımın biyolojik uyumluluğu ve ağız koşullarında meydana gelebilecek korozyon olayına karşı direnç gösterebilmesidir (Wataha 2002a).

Beyazlatma tedavisi günümüzde giderek popülaritesi artan bir tedavi seçeneğidir. Beyazlatma tedavisinde karbamid peroksit beyazlatma ajanlarının uygulanmasının temel metal alaşımlarının korozyon özelliğini etkisini araştıran sınırlı sayıda çalışma bulunduğundan, bu araştırmada; Bellabond Plus (Ni- Cr), Wiron 99 (Ni- Cr), Duceralloy C (Co-Cr) ve Sheraalloy E (Co-Cr) alaşımların korozyon karakteristikleri potansiyodinamik polarizasyon testi ile incelenmiştir. Korozyon karakteristikleri, karbamid peroksit içeren ortamda korozif ortama geçen metal iyonlarının miktarın ICP- OES ile incelenmeleri ve yüzey morfoloji- yüzey bileşen analizine yönelik SEM/ EDS analizleri ile değerlendirilmiştir.

5.1. Diş Beyazlatma Tedavisinin Restoratif Materyaller Üzerine Etkileri

Haywood (1992), ağartma ajanlarının porselen, amalgam ve altın restoratif materyallerin renginde ve yapılarında herhangi bir değişikliğe neden olmadığını belirtmiştir.

Rotstein et al. (1997), % 10 karbamid peroksit ve % 10 hidrojen peroksit içeren beyazlatma maddelerinin amalgam dolguların yüzeyindeki cıva, gümüş, kalay ve bakır seviyelerini inceledikleri çalışmalarında, amalgam örnekleri 14 ve 28 gün süreyle beyazlatma ajanlarına tabi tutmuşlardır. Kalay seviyelerinde azalma olurken diğer elementlerde artış görülmüştür. Araştırmacılar, beyazlatma işlemleri sonucunda amalgamda meydana gelen değişikliklerin hastaların toksik yan ürünlere maruz kalma olasılıklarını arttırabileceğinden amalgam restorasyonu olan hastalarda kullanılmaları konusunda dikkat edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Cam iyonomer ve çinko fosfat simanlar ağartma ajanları uygulandığında çözünürlüğe eğilim göstermekte (Heymann 1997), rezin simanlar ise etkilenmemektedir (Alaçam 2000).

Cavalli ve arkadaşları (2001) ağartılmış mineye kompozit rezinin bağlanma direncini in vitro olarak incelemiş, % 10, % 16 ve % 20'lik KP jeller ile ağartılan mineye kompozitin bağlanma direncinde belirgin düşüş olmakla beraber bu

değerlerin, tedavi bittikten sonraki 3. haftada ağartılmamış mineye yaklaştığını, derişim değişikliğinin ise bir etkisinin olmadığını ifade etmişlerdir.

Türker and Biskin (2002), ağartma ajanlarının estetik restoratif materyallerin mikrosertliği üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, % 16'lık KP, karbopollü ve karbopolsüz olmak üzere % 10'luk KP içeren iki home bleaching maddesi ile mikrodolduruculu kompozit rezin, rezin modifiye cam iyonomer siman ve feldspatik porselen kullanılmışlardır. Her iki tip ağartma ajanı feldspatik porselenin mikrosertliğini SiO₂ miktarındaki azalma sebebiyle azaltmış, rezin modifiye cam iyonomer siman'ın mikrosertliğini ise arttırmıştır. Kompozit rezinde % 16'lık karbamid peroksit içeren ajan mikrosertliği artırırken, diğerleri azaltmıştır.

Türker and Biskin (2003), günde 8 saat süreyle 30 gün boyunca uygulanan % 10- 16 KP jellerinin, üç farklı porselen materyalinin yüzey sertliğini hafifçe azalttığını belirtmişlerdir.

Schemehorn et al. (2004) % 6'lık HP'in altın alaşımı, amalgam, feldspatik porselen ve bir hibrit rezin kompozit üzerindeki etkisini SEM ile değerlendirmişler ve test edilen materyallerin yüzey morfolojileri üzerinde belirgin bir değişime neden olmadığını belirlemişler.

Butler et al. (2004) % 10 KP'nin feldspatik porselen, düşük ısı porseleni ve alüminus porselen üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmada, her 3 porselen türünde de değişik derecelerde yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Yüzügüllü ve ark. (2008), % 20'lik karbamid peroksitin kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemişlerdir. Evde uygulanabilen yüksek karbamid peroksit derişimli beyazlatma ajanının kullanılması, nanofil, nanoseramik ve mikrohibrit yapıdaki kompozit rezin yüzeylerinde pürüzlülük bakımından fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Türker ve ark. (2008), % 16, %17 ve % 20'lik karbamid peroksit beyazlatma ajanlarının ormoser (Admira), nanofil kompozit rezin (Grandio) ve mikrohibrit kompozit rezindeki (Filtek Z250) yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlardır. KP'in nanofil ve mikrohibrid kompozit rezinlerin yüzeyinde istatistiksel olarak anlamlı olmayan az bir değişikliğe neden olduğunu belirlemişlerdir. Ormoser materyali ile % 20 KP'in beraber uygulandığı durumlarda ise dikkatli olunması gerektiğini belirtmişlerdir.

5.2. Elektrokimyasal Deneylerin Değerlendirilmesi

Dental alaşımların korozyon davranışları elektrokimyasal metotlar kullanılarak kolaylıkla belirlenmektedir. Yapılan çalışmalarda diğer yöntemlere oranla daha çok potansiyodinamik polarizasyon yönteminin kullanıldığı görülmektedir (Canay and Öktemer, 1992, Kedici et al., 1998, Gil et al., 1999, Bayramoğlu et al., 2000, Canay et al., 2002).

Canay and Öktemer (1992) yüksek altın, düşük altın, paladyum- gümüş ve nikel- krom alaşımlardan oluşan 13 adet protetik metal alaşımının korozyon davranışlarını yapay tükürük içinde elektrokimyasal yöntemle belirledikleri çalışmalarında, soy alaşımların korozyon direncinin Ni- Cr alaşımlardan çok daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Geis- Gerstorfer and Passler (1993) 0,1 molar NaCl içeren 0,1 molar laktik asit solüsyonunda farklı oranlarda berilyum (%0- 2) içeren Ni- 25Cr- 10 Mo alaşımların korozyon davranışlarını siklik polarizasyon yöntemiyle incelemişlerdir. Berilyum içermeyen Ni-Cr alaşımının korozyona, berilyum içerenlere göre daha dirençli olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle berilyum içermeyen Ni- Cr alaşımlarının kullanılmasını önermişlerdir.

Bumgardner and Lucas (1993) berilyum içeren alaşımlarda düzensiz bir oksit yüzeyinin oluştuğunu ve bu oksit yapısında düşük Cr ve O ile yüksek berilyum'dan bölgelerin bulunduğunu, berilyum içermeyen Ni- Cr alaşımlarının ise daha homojen bir krom- molibden oksit yüzeyi sağlayarak korozyona daha dirençli olduklarını belirtmişlerdir.

Kedici et al. (1998) dört kıymetli metal, sekiz temel metal alaşımı ve beş kontrol grubundan hazırlanan 17 farklı alaşım örneğine ilaveten temel ve kıymetli metal alaşımların ikinci dökümlerinin korozyon davranışlarını pH 4, 5,5 ve 6,5 olan yapay tükürükte incelemişlerdir. Örnekler 1 cm uzunluk ve 2 mm çapında silindir biçiminde hazırlanmış ve SEM/ EDS tekniğini kullanarak bileşim ve yüzey görüntülerini tespit etmişlerdir. Alaşımların korozyon davranışlarını potansiyostat kullanarak belirlemişlerdir. Alaşımların çözeltiye geçen miktarlarını element salınım yöntemiyle belirlemişlerdir. Titanyum alaşımlar en yüksek korozyon direnci göstermiştir. Kalay ve kobaltın korozyona neden olduğu, demir, bakır ve gümüşün

korozyon değerlerinin asidik ortamda artığını belirtmişlerdir. Ayrıca krom, nikel ve molibden alaşımlarının korozyona dirençli olduklarını, alaşımların tekrar dökümü esnasında aktif metal miktarındaki azalmanın korozyon direncinde bir artışa neden olduğunu ve kıymetli alaşımların en az korozyon değerleri gösterdiklerini belirtmişlerdir.

Gil et al. (1999) iğeriğinde nikel- krom, titanyum, altın- gümüş- paladyum, gümüş- altın- paladyum, paladyum ve gümüş- paladyum alaşımlarının bulunduğu 6 alaşımın yapay tükürük ortamındaki korozyon davranışlarını elektrokimyasal korozyon testi ile, iyon salınımını element salınım testiyle karşılaştırarak, kimyasal bileşiminin korozyon davranışı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Ni- Cr alaşımında büyük miktarda korozyon olduğu ve örnekler arasında en fazla iyon salımının ise Ni- Cr alaşımında olduğunu belirtmişlerdir. Ni- Cr alaşımın tek fazlı olmamasından dolayı, elektrokimyasal hücre gibi davrandığı ve oksit tabakasının bozulduğu belirtilen çalışmada element salımının 1. saatten itibaren kararlı kalma eğiliminde olduğunu belirtmişlerdir.

Bayramoğlu et al. (2000) temel metal alaşımları, soy metal alaşımları ve onların ikinci dökümleriyle birlikte amalgamın korozyon dirençlerini polarizasyon yöntemiyle belirlemişlerdir. Örneklerin kimyasal bileşimi elektron mikroskobu ve X-Ray analiz sistemiyle belirlenmiştir. Korozyon ortamı olarak pH değerleri üç farklı çözelti kullanılmıştır (pH: 2,4, pH: 5,6 ve pH: 10,8). Korozyon testi sonuçlarına göre krom ve nikel alaşımlarının korozyona dirençli oldukları, alaşımlara bakır ve kalay ilavesinin dental metal alaşımlarda çözünmeyi arttırdığı, soy metal yüzdesi arttıķça ikinci döküm alaşımların korozyon dirençlerinin arttığı, alaşımlara kobalt ve molibden ilave edilmesinin alaşımları çalışılan çözeltilerde korozyona dirençli hale getirdiği belirtilmiştir.

Viennot et al. (2005) Co- Cr alaşımın korozyon davranışını iki farklı Pd- Ag alaşımlarıyla potansiyodinamik yöntemle karşılaştırmışlardır. Co- Cr alaşımın korozyon potansiyeli Pd- Ag alaşımlarından düşük olmasına rağmen korozyon akımı ve polarizasyon direncinin üç alaşımda da aynı olduğunu belirtmişlerdir. Buna göre Co- Cr alaşımın korozyona direnci yüksek bulunmuştur. Sabit protezlerde Pd- Ag alaşımlara alternatif olabileceğini belirtmişlerdir.

Nikel ve kobalt esaslı alaşımlara krom ilave edilmesi alaşımların yüzeyinde koruyucu film tabakası oluşturma yeteneğini arttırmaktadır. Nikel esaslı alaşımlarda % 16- 27 oranlarındaki krom uygun bir korozyon direnci sağlamaya yeterlidir. Ayrıca molibden ilavesinin de bu dirence katkıda bulunacağı belirtilmektedir. Daha az orandaki krom, nikel alaşımlarında yeterli korozyon direnci oluşturamadıklarını belirtmektedirler (Nascimento et al., 2007).

Çalışmamızda Bellabond Plus (Ni- Cr- Mo) ve Wiron 99 (Ni- Cr- Mo) alaşımlarının elektrokimyasal yolla elde edilen potansiyel–zaman grafiklerinde metal potansiyelleri zamanla pozitif yöne kaymaktadır (Bellabond Plus: % 10 KP + 120mV ile + 280mV, % 15 KP +120mV ile +275mV, % 20 KP + 120mV ile + 280mV, %35 KP + 220mV ile + 310mV. Wiron 99: : % 10 KP + 110mV ile + 190mV, % 15 KP -120mV ile +85mV, % 20 KP + 160mV ile + 280mV, %35 KP + 280mV ile + 305mV). Bu durum metal yüzeylerinin zamanla korozyon ürünleriyle kaplandığını göstermektedir. Yüzeyin korozyon ürünleriyle kaplanması KP derişimi artıkça daha hızlı olmaktadır. Bu durum yüksek korozyon hızı ile de uyumludur. Ancak KP derişiminin artması ile polarizasyon dirençleri azalmaktadır. Bu azalma metal yüzeyinde oluşan koruyucu katmanın gözenekliliğinin, dolayısıyla iletkenliğinin artması ile ilgilidir. Element salınım ölçümlerinde gözlenen yüksek değerler de bu durumu destekler niteliktedir. Bu durum AC-empedans değerleriyle de uyumludur. Alaşımların AC-empedans eğrilerinde korozyonunun difüzyon kontrollü olduğu görülmektedir. Bu durum KP derişiminin artması ile korozyon akımındaki (E_{cor}) artışla da kendisini belirginleştirmektedir (Bellabond Plus E_{cor} : % 10: 0,343, % 15: 0,313, %20: 0,316, %35: 0,324. Wiron 99 E_{cor} : % 10: 0,194, %15: 0,266, %20: 0,314, %35: 0,312). Ancak bu eğilim karbamid peroksit derişimi artınca AC-empedans eğrilerinin yarım daire şekline dönüşmesinden dolayı yük transfer kontrollüne kayma eğilimindedirler.

Bellabond Plus alaşımının % 10 KP çözeltisi içerisinde en düşük ($1,87 \mu A cm^{-2}$) korozyon hızı belirlenmiştir. Karbamid peroksit derişiminin artışıyla Bellabond Plus alaşımının korozyon hızlarının da arttığı belirlenmiştir (%10: $1,87 \mu A cm^{-2}$, % 15: $2,89 \mu A cm^{-2}$, % 20: $3,75 \mu A cm^{-2}$, % 35: $7,03 \mu A cm^{-2}$). Wiron 99 alaşımı % 15 KP çözeltisinde ($2,61 \mu A cm^{-2}$) % 10 KP çözeltisine ($3,21 \mu A cm^{-2}$) göre korozyon hızı azalırken, % 20 KP ($4,77 \mu A cm^{-2}$) ve % 35 KP çözeltisinde ($10,31 \mu A cm^{-2}$)

korozyon hızları artmaktadır. Wiron 99 alaşımının % 10, 20 ve 35 KP çözeltilerindeki korozyon hız değerleri (%10: 3,21 $\mu\text{A cm}^{-2}$, % 20: 4,77 $\mu\text{A cm}^{-2}$, % 35: 10,31 $\mu\text{A cm}^{-2}$) Bellabond Plus alaşımının aynı derişimdeki çözeltilerdeki korozyon değerlerinden yüksek olduğu belirlenmiştir (%10: 1,87 $\mu\text{A cm}^{-2}$, % 20: 3,75 $\mu\text{A cm}^{-2}$, % 35: 7,03 $\mu\text{A cm}^{-2}$).

Duceralloy C (Co- Cr) ve Sheraalloy E (Co- Cr- Mo) alaşımlarının potansiyel– zaman değişimi pozitiften negatife doğru olmaktadır (Duceralloy C: % 10 KP + 280mV ile + 335mV, % 15 KP +355mV ile + 337mV, % 20 KP + 358mV ile + 339mV, %35 KP + 360mV ile + 336mV. Sheraalloy E : % 10 KP + 345mV ile + 337mV, % 15 KP +349mV ile +339mV, % 20 KP + 350mV ile + 340mV, %35 KP + 358mV ile + 344mV). Bu durum metal yüzeyindeki mevcut oksit katmanın KP çözeltilisinde kısmen çözünmesiyle açıklanabilir. Kobalt alaşımlarında 20 dakika sonra gözlenen denge potansiyel değerleri KP derişimine çok bağlı gözükmezken, nikel- krom alaşımlarında bu bağlılık daha fazladır. Bu durum alaşımda aktif metallerin çözünmesiyle alaşımın soylaşmış olmasıyla açıklanabilir. Element salınım miktarlarının fazla oluşu da bunu doğrulamaktadır.

Duceralloy C alaşımının KP çözeltilisindeki korozyon hızlarının KP derişiminin artışıyla arttığı belirlenmiştir (%10: 2,48 $\mu\text{A cm}^{-2}$, % 15: 2,96 $\mu\text{A cm}^{-2}$, % 20: 4,07 $\mu\text{A cm}^{-2}$, % 35: 8,02 $\mu\text{A cm}^{-2}$). Sheraalloy E alaşımında da KP derişiminin artışıyla korozyon hız değerleri artmaktadır (%10: 5,35 $\mu\text{A cm}^{-2}$, % 15: 7,29 $\mu\text{A cm}^{-2}$, % 20: 8,78 $\mu\text{A cm}^{-2}$, % 35: 14,52 $\mu\text{A cm}^{-2}$). Sheraalloy E alaşımının tüm KP çözeltilerinde diğer alaşımlara göre en yüksek korozyon hız değerleri gösterdiği belirlenmiştir.

Etkili bir beyazlatma tedavisi sağlamak için, beyazlatma işleminden önce ağızdaki tüm restoratif işlemler tamamlanmalıdır. Restoratif işlemlerin tamamlanması, ağartma ajanlarının ağız dokuları üzerindeki etkilerinin yanında, restoratif maddeler üzerindeki etkilerinin de incelenmesini zorunlu hale getirmiştir. Konuya ilişkin çalışmaların daha çok beyazlatma maddelerinin sitotoksitesisi, diş dokuları, kompozit, porselen, amalgam ve altın restorasyonlar üzerindeki etkilerine yoğunlaştığı görülmektedir (Haywood 1992, Rotstein et al., 1997, Lopes et al., 2002, Steinberg et al., 2003).

Roach et al.(2000) altı farklı Ni- Cr döküm alaşımların metal destekli porselen uygulamalarında fırınlama işleminin alaşımların korozyon davranışlarına etkisini

araştırmışlardır. Krom ve molibden oranları farklı olan Ni- Cr alaşımlarına döküm sonrası cila işlemi yapılmış ve diğer bir gruba ise porselen fırınlama modellemesi sonrası cila işlemi tekrarlanarak yapay tükürük ortamındaki elektrokimyasal korozyon davranışları ve XPS ile yüzey kimyası değerlendirilmiştir. Porselen fırınlamadan sonraki cila işleminin % 14- 22 Cr ve % 9- 17 Mo içeren alaşımlarda yüzey oksitlerindeki Cr ve Mo miktarlarındaki azalmaya bağlı olarak korozyon oranlarının arttığını belirtmişlerdir.

Canay et al. (2002) % 10'luk KP nikel- krom ve kobalt krom alaşımların bulunduğu sabit protez döküm alaşımları ve parlatılmış ve parlatılmamış alaşımların elektrokimyasal korozyonuna etkisini potansiyodinamik polarizasyon yöntemiyle incelemişlerdir. Nikel- krom ve kobalt- krom alaşımların yüksek korozyon değerlerine sahip olduklarını belirlemişlerdir. Araştırma sırasında nikel- krom alaşımının korozyon potansiyel eğrisi ilk 5 dakika'da hızlı bir artış göstermiş ve 10 dakika sonra ise sabit bir değere ulaşmıştır. Bu durumun, krom elementinin alaşım yüzeyinde pasif bir tabaka oluşturma eğilimi ile ilgili olduğu belirtilmiştir. En yüksek korozyon değerleri polisaj yapılmamış amalgam ve nikel- krom alaşım örneklerinde ($\log I_{cor} = 5.2 \mu A cm^{-2}$) elde edilmiştir. Nikel- krom alaşımların yüksek I_{cor} değeri nedeniyle beyazlatma maddesi uygulandığında korozyon oluşabileceği araştırma sonucunda belirtilmiştir. Çalışmamızda Bellabond Plus ve Wiron 99 alaşımlarının %10 karbamid peroksit uygulamasında elde edilen korozyon hız değerleri ($I_{cor} = 1,87 \mu A cm^{-2}$ ve $I_{cor} = 3,21 \mu A cm^{-2}$) bu bulguların altındadır. Canay et al. (2002) çalışmalarında elde ettiği kobalt krom alaşımının belirlenen korozyon hız değeri ($I_{cor} = 4.3 \mu A cm^{-2}$), çalışmamızda kullandığımız Duceralloy C alaşımının korozyon değerinden ($I_{cor} = 2.48 \mu A cm^{-2}$) daha yüksektir ancak Sheraalloy E alaşımının korozyon değerinden ($I_{cor} = 5.35 \mu A cm^{-2}$) ise düşüktür. Sonuçlar arasındaki bu fark, Canay et al.(2002) yaptıkları çalışmada kullandıkları nikel- krom ve kobalt- krom alaşımların bileşiminden, örneklerin elde edilme yöntemlerinin yanı sıra polisaj işlemlerinden de kaynaklanmış olabilir.

Ameer et al. (2004) farklı derişimdeki hidrojen peroksit, karbamid peroksit ve florid içeren yapay tükürükte temel metal alaşımlarından Wiron 99, Wirolloy ve Wironit'in korozyon davranışlarını elektrokimyasal yolla incelemişlerdir. Wiron 99, wirolloy ve wironit' in yaklaşık %15' lik karbamid peroksitteki I_{cor} değerleri sırasıyla

0,264 $\mu\text{A cm}^{-2}$, 0,497 $\mu\text{A cm}^{-2}$ ve 3,959 $\mu\text{A cm}^{-2}$ rapor edilmiştir. Çalışmamızda % 15 karbamid peroksit uygulanan temel metal alaşımlarında I_{cor} değerleri Bellabond Plus'da 2,89 $\mu\text{A cm}^{-2}$, Wiron 99'da 3,21 $\mu\text{A cm}^{-2}$, Duceralloy C' de 2,96 $\mu\text{A cm}^{-2}$ ve Sheraalloy E' de 7,29 $\mu\text{A cm}^{-2}$ olarak elde edilmiştir. Her iki çalışmada da beyazlatma maddelerinde derişim artışı ile korozyon değerlerinin arttığı belirlenmiştir. Çalışmamızda Wiron 99 alaşımından elde ettiğimiz 3,21 $\mu\text{A cm}^{-2}$ korozyon değeri ile Ameer et al. (2004) elde ettiği 0,264 $\mu\text{A cm}^{-2}$ değer arasındaki farklılık, farklı polisaj tekniklerinin kullanılmasına, karbamid peroksit çözeltilerinin hazırlanmasının farklı olmasına bağlı olabilir.

5.3. Element Salınım Deneylerinin Değerlendirilmesi

Dental alaşımlardan in vitro ve in vivo ortamda salınan korozyon ürünlerinin saptanmasında çeşitli tipte analitik teknikler kullanılmaktadır. Bunlar arasında atomik absorpsiyon spektrofotometresi (AAS), elektrokimyasal yöntemler, nükleer tracer teknikler, ICP (inductively coupled plasma), elektron probe ve proton mikroprobe teknikleri ve x- ray teknikleridir (Beydemir ve Söylemez, 2004). Çalışmamızda diğer normal atomik absorpsiyon spektrometre metotlarından daha hassas olduğu için ICP- OES (inductively coupled plasma atomic emission spectroscopy) kullanılmıştır.

Espevik (1978) temel metal alaşımından dökülmüş örnekleri yapay tükürük içerisinde 2 ay 37 °C' de tutmuşlardır. Çözeltideki metal iyonlarını X- ray floresans, atomik absorpsiyon ve emisyon spektrometre ile tayin etmişlerdir. Yüzeyde meydana gelen koroziv etkileşimleri ve bileşimdeki değişimleri ise SEM/ EDS ile incelemişlerdir. Krom içeriğinin % 16' dan az olması ile korozyon miktarının arttığını ve krom içeriğinin azaldığı gren sınırlarında ise korozif atakların daha şiddetli olduğunu belirtmişlerdir.

Geis- Gerstorfer et al. (1991), 0,1 mol/ L laktik asit ve 0,1 mol/ L sodyum klorür solüsyonunda, dört farklı NiCrMo ve dört farklı CoCrMo alaşımın 35 günlük bir sürede madde kayıplarını belirlemek amacıyla AAS yöntemini kullanmışlardır.

NiCrMo alaşımlarının CoCrMo alaşımlarına oranla madde kayıplarının daha az olduğunu belirlemişlerdir.

Bumgardner and Lucas (1995) dört farklı nikel- krom alaşımından salınan nikel, krom, molibden, berilyum ve manganez elementlerini AAS cihazıyla belirlemişlerdir. Metaldeki iyon salınımının alaşım bileşimi ile orantılı olmadığını belirtmişlerdir.

Rotstein et al. (1997) % 10 karbamid peroksit ve % 10 hidrojen peroksitin 14 ve 28 günlük sürelerde amalgamda meydana gelen değişiklikleri incelemişlerdir. Amalgamdaki morfolojik değişiklikleri SEM'le ve Hg, Ag, Sn ve Cu elementlerinin yüzeydeki değişikliklerini ise EDAX ile incelemişlerdir. Civa ve gmşte artma diğer elementlerde ise azalma olduğunu belirtmişlerdir. Yirmi sekiz gün sonunda 14 günlük sreden daha fazla element değişimi olduğunu belirlemişlerdir.

Wataha and Lockwood (1998) aralarında nikel- krom alaşımında olduğu sekiz döküm alaşımı ve 3 saf metalden in vitro hücre kültürü ortamındaki element salınımını 10 ayı açan bir sürede, 30 günlük sürelerle AAS ile değerlendirmişlerdir. Salınımın 10 ay boyunca devam ettiğini belirtmişlerdir. Altın- paladyum alaşımının en az salınım yaptđı ve nikel- krom alaşımının da az salınım yapan alaşımlar arasında olduğunu belirtmişlerdir.

Wataha et al. (1998) Au- Pt, Au- Pd, Pd- Cu- Ga ve Ni- Cr alaşımlarının asidik ortamlarda element salınımını incelemişlerdir. Alaşımlarda porselen fırınlama işlemi taklit edilmiştir. Örnekler hücre kültüründe 7 gün bekletilmiştir. Daha sonra rnelere farklı pH ve içerikteki test zlteleri 30 dk. ve 4 saat uygulanmıştır. Örnekler daha sonra yeni bir hücre kültürü ortamında 7 gün daha tutulmuşlardır. Nikel krom alaşımından element salınımının pH artışıyla arttığını ve asidik ortamın (pH 1 veya 4) uygulandığı dönemde ve de asidik ortam uygulandıktan sonraki hafta boyunca fazla miktarda nikel salınımı olduğunu belirtmişlerdir. Bekleme sresinin uzatılmasıyla element salınımının da önemli oranda arttığını belirlemişlerdir.

Rotstein et al. (2000) dört farklı amalgamın % 10 karbamid peroksitteki civa salınımını inceledikleri çalışmalarında, salınımın kontrol grubuna göre karbamid peroksitte artışa neden olduğunu belirtmişlerdir. Salınan civa miktarlarının markalar arasında farklılık gösterdiğini belirlemişlerdir.

Tüfekci ve ark. (2002) iki paladyum esaslı alaşımının NaCl içeren laktik asit ortamındaki element salınımını ICP- MS yöntemi ile 7, 70 ve 700 saatlik sürelerle incelemişler ve zamanla orantılı olarak salınımın arttığını belirlemişlerdir.

Akpınar ve ark. (2004) altı temel metal (Ni- Cr ve Co- Cr) ve iki soy metal alaşımının hücre kültürü ortamındaki element salınımını in vitro olarak değerlendirmişlerdir. Örneklerin yarısı kumlanmış, diğer yarısı ise klinik olarak kullanılan tekniklere uygun olarak parlatılmıştır. Hücre kültürü vasatında otuz gün bırakılan alaşımlardan element salınımı miktarları AAS kullanılarak değerlendirilmiştir. Temel metal alaşımlardan, soy metal alaşımlara göre ve kumlanmış alaşımlardan, parlatılmış alaşımlara göre daha fazla element salınımı olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca element salınımı alaşımlardaki elementlerin kütle yüzdeleri ile orantılı olmadığını, salınımın elementin aktivasyonuna bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Özellikle altın ve krom gibi elementler kütle yüzdelerine göre oldukça düşük miktarda salınırken, kütle yüzdesi krom'dan daha az olan molibden çok daha fazla miktarda salınmıştır. Nikel salınımının ise en yüksek değerlere ulaştığını belirtmişlerdir.

Al- Salehi et al. (2006) % 0 ve 10' luk karbamid peroksit çözeltisinden dental amalgamlardaki element salınımını ICP- MS (inductively coupled plasma mass spectrometry) ile incelemişlerdir. Amalgam örnekler beşerli gruplar halinde 37° C'de 24 saat çözeltiler içinde tutulmuşlardır. Çözeltiye geçen element miktarı ICP- MS cihazıyla belirlenmiştir. Örneklerde civa, gümüş, bakır ve kalayın salındığı, ancak % 0 ile % 10 karbamid peroksit beyazlatma ajanları arasında metal iyon salınımı yönünden istatistiksel olarak önemli farklılık bulunmadığını belirtmişlerdir.

Al-Salehi et al. (2007) % 0, 1, 10 ve 30'luk hidrojen peroksit derişiminin dental amalgamlardaki metal iyon salınımı üzerine yaptıkları çalışmalarında; örnekler 20 ml' lik çözeltilerde 37 ° C' da 24 saat bekletilmiştir. Metal iyon salınımı tüm elementlerde hidrojen peroksitin derişiminin artmasıyla arttığı ve en yüksek iyon salınımının civada olduğu, daha sonra sırasıyla gümüş, kalay ve bakırın salınım yaptığını ifade etmişlerdir. Kalay'ın hidrojen peroksit derişiminin artmasıyla orantılı olarak element salınımında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterirken, civa, gümüş ve bakır'ın sadece % 1 ile % 3'lük derişimlerde istatistiksel olarak anlamlı

farklılık gösterdiği ve % 10 ile % 30'luk derişimlerde ise anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Gurgan et al. (2007) % 16 ve % 30 KP uygulamasını farklı amalgamlardaki element salınımı ve yüzey değişimlerini incelemişlerdir. Örnekler 24 saat 37° C' de distile suda bekletilmiş ve metal element salınımları ICP- MS' le belirlenmiştir. Daha sonra % 16'luk KP uygulamasını günde 1 saat olmak üzere 14 gün, % 30'luk KP ise 3 günlük aralarla 3 kez 30 dakika uygulanmıştır. Çözeltilerdeki element salınım analizi tekrarlanmış ve metal yüzeyi elektron mikroskopuyla görüntülenmiştir. Bütün dental amalgamlardan önemli ölçüde element salınımı olduğu ve yüzey özelliklerinin de % 16 ve 30'luk KP uygulamasıyla değiştiğini belirtmişlerdir.

Al- Salehi et al. (2008) Ni- Cr ve Pd- Cu- Ga dental alaşımların % 0, 3, 10 ve 30'luk hidrojen peroksit konsantrasyonlarındaki metal iyon salınımları ve yüzey pürüzlülüklerini incelemişlerdir. Örnekler 24 saat 37° C' da % 0, 3, 10 ve 30'luk hidrojen peroksit çözeltilerinde bekletilmiştir. Daha sonra örnekler solüsyonlardan çıkarılmış ve çözelti içindeki iyonlar ICP- MS' le ölçülmüştür. Her iki alaşımda da altın hariç element salınımı hidrojen peroksit derişiminin artışıyla artmıştır. Altın hariç tüm elementlerde kontrol grubuyla (% 0) diğer derişimler arasında istatistiksel olarak önemli farklar bulunmuştur. Yüksek derişimdeki hidrojen peroksit uygulamasında artan element salınımının oral dokularda alerjik reaksiyonlara neden olabileceğini ve uygulama sırasında dikkatli olunması gerektiğini bildirmişlerdir.

Tamam and Aydın (2010) % 10 hidrojen peroksit ve % 10 karbamid peroksit beyazlatma ajanlarının Ni- Cr (Wiron 99) alaşımından element salınım ve pasif filmin yüzey karakteristiğini incelemişlerdir. Örnekleri 4 mm çap ve 10 mm yüksekliğinde hazırlamışlardır. Kontrol grubu olarak fosfat tamponunu (pH 6,5) kullanmışlardır. Örnekler günde 8 saat olmak üzere 30 gün 37° C' de 2.5 ml' lik test tüplerinde tutulmuşlardır. Alaşımlar test tüplerinden çıkarıldıktan sonra temizlenip 0,1 M fosfat tampon içerisinde 16 saat bekletilmişlerdir. Negatif kontrol grubu olarak alaşım olmayan çözeltiler 37° C' de bekletilmiştir. Çözelti içindeki elementleri atomik absorpsiyon spektrofotometresiyle ölçmüşlerdir. Nikel bazlı alaşımların beyazlatma tedavilerinde çözeltiye geçen element salınımının arttığını rapor etmişlerdir. Çalışmalarında element salınımının hidrojen peroksitte karbamid peroksitte oranla yaklaşık 3 kat daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Her bir örnekteki

element salınımının istatistiksel olarak önemli olduğu bulunmuş ve toplamda en fazla salınım ise nikel’de daha sonra molibden ve en az da krom elementinde görüldüğünü rapor etmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız Wiron 99 alaşımın karbamid peroksit çözeltilerine geçen toplam iyon miktarlarında en fazla nikel elementi (22,557 mg/ L) daha sonra molibden (10,848 mg/ L) ve krom elementleri (8,165 mg/ L) takip etmektedir. Bu bakımdan Tamam and Aydın’ın (2010) bulgularıyla çalışmamızdaki bulgular benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre kullanılan dört alaşımda da KP derişiminin ve zamanın artmasıyla çözeltiye geçen her bir element ve toplam element miktarı artmaktadır. Ancak her bir elementin artış hızı birbirinde farklıdır. Bu da elementlerin çözeltiye geçme eğilimlerini, diğer bir deyimle korozyon ürünlerinin çözünürlüklerinin farklılığını ifade etmektedir. Bu durum elektrokimyasal yolla belirlenmiş olan korozyon hızlarında da görülmektedir. Bellabond Plus alaşımının element salınım miktarları sırasıyla nikel için 27,837 mg/ L, molibden için 22,243 mg/ L ve krom için 11,464 mg/ L olarak belirlenmiştir. Wiron 99 alaşımının element salınım miktarları sırasıyla nikel için 22,557 mg/ L, molibden için 10,848 mg/ L ve krom için 8,165 mg/ L olarak belirlenmiştir. Kobalt krom alaşımlarından Duceralloy C alaşımda da en fazla salınım kobaltta olurken (58,758 mg/ L) en az salınımın krom elementinde (23,263 mg/ L) olduğu belirlenmiştir. Sheraalloy E alaşımının element salınım miktarları sırasıyla kobalt için 11,194 mg/ L, krom için 4,045 mg/ L ve molibden için 2,528 mg/ L olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda kullanılan dört alaşım incelendiğinde en az toplam element salınımı Sheraalloy E’ de (17,767 mg/ L) görülmektedir. Nikel elementinin bu alaşımda olmaması sonucun etkenlerinden biri olabilir. Ayrıca, krom ve molibden oranları da korozyona dirençte başka bir etkidir. En fazla salınım Duceralloy C’ de (82,121 mg/ L) belirlenmiştir. Nikel krom alaşımlarından en fazla nikel salınımı Bellabond Plus’ da (27,837 mg/ L) belirlenmiştir. Bellabond Plus ile Wiron 99’ un nikel ve krom miktarları birbirlerine yakın olsalar da eser elementlerin farklı miktarda olmaları nikel salınımını etkiledikleri düşünülmektedir. Buda eser oranda da olsa elementin etkin olabileceğini göstermektedir. Toplam salınan element miktarları değerlendirildiğinde Bellabond Plus’ tan (61,544 mg/ L) salınan element miktarı Wiron 99’ dan (41,57 mg/ L) fazladır.

5.3.Alaşımın SEM/ EDS Görüntülerinin ve Kütle Kayıplarının Değerlendirilmesi

Canay et al. (2002) % 10 KP çözeltisinde nikel krom ve kobalt krom alaşımların bulunduğu döküm alaşımlarının elektrokimyasal korozyonunu inceledikleri çalışmalarında, nikel krom ve kobalt krom alaşımların KP uygulamasından alınan SEM görüntülerinde, alaşımların yüzeylerinde çukur ve girintiler oluştuğunu belirtmişlerdir.

Turker and Biskin (2003) feldspatik porselen, modifiye cam iyoner siman ve kompozit rezinin üç farklı beyazlatma ajanında (Opalesence, Rembrandt ve Nite White) yüzey özelliklerini incelemişlerdir. Örnekler günde 8 saat olmak üzere toplam 30 gün beyazlatma ajanlarında bekletilmiştir. Beyazlatma ajanlarında bekletilen örneklerden alınan SEM görüntüleri ile kontrol gruplarından alınan görüntüler karşılaştırılmıştır. Feldspatik porselende kontrol grubuyla karşılaştırıldığında porselen yüzeyde değişiklik oluşmadığını belirtmişlerdir. Cam iyonomer siman örneklerde ise ciddi çatlak bölgeleri ve kompozit rezin örneklerde de artmış yüzey gözenekliliğinin belirlendiğini bildirmişlerdir.

Amer et al. (2004)'ün araştırmasında Wiron 99, Wirolloy ve Wironit alaşımların farklı derişimdeki hidrojen peroksit, karbamid peroksit ve florid içeren yapay tükürükteki korozyon davranışlarını incelenmiş ve deneylerden sonra örneklerin SEM görüntüleri alınmıştır. SEM görüntüleri Wiron 99 alaşımı için 0,0015 mol florid içeren yapay tükürükte, Wirolloy için 2,94 mol karbamid perositte ve Wironit alaşımı ise 2,94 mol hidrojen peroksitte alınmıştır. Sem görüntülerinde alaşım yüzeyinde en az korozyon Wironit' te belirlenmiştir. Wiron 99 yüzeyinde farklı bölgelerde çukurlaşma korozyonuna rastlanmıştır. Wirolloy alaşım yüzeyinde ise üniform korozyon belirlemiştir.

Gurgan et al. (2007) farklı amalgamlardan % 16 ve 30 KP uygulamasının, amalgamlardan element salınımı ve yüzey özelliklerindeki değişiklikleri incelemişlerdir. Element salınım deneyinde önce ve sonra amalgam örneklerinin SEM/ EDS analizi yapılmıştır. % 16 ve 30 KP uygulamasının amalgam yüzeylerinde civa artışına neden olduğunu belirtmişlerdir. % 30 KP uygulanan örneklerde hafif yüzey değişiklikleri gözlemlemiştir.

Tamam, and Aydın (2010) nikel krom alaşımının % 10 hidrojen peroksit ve % 10 karbamid peroksit beyazlatma ajanlarındaki element salınımını incelemişlerdir. Element salınım deneyinden önce ve sonra alaşımlardan SEM görüntüleri alınmıştır. Hidrojen peroksit ve karbamid peroksit çözeltilerinde bekletilen örneklerde herhangi bir işlem uygulanmamış örneklere göre yüzeyde küçük erozyon bölgeleri olduğunu belirtmişlerdir. Hidrojen peroksit çözeltilesindeki örneklerde oluşan erozyon bölgelerinin karbamid peroksite göre daha belirgin olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda alaşımların element salınımı deneyinden önce ve sonra alınan SEM görüntüleri değerlendirildiğinde KP derişiminin artışıyla birlikte alaşım yüzeylerinde meydana gelen korozyonun arttığı görölmektedir. KP'in % 35' lik derişimlerinde alaşımların yüzeylerinde oldukça yoğun korozyon bölgeleri görölmektedir. SEM görüntülerinde yüzey yapısının en düzgün olduğu alaşım Sheraalloy E, daha sonra Duceralloy C ve Bellabond Plus alaşımlarıdır. Yüzeyde aşınmanın en fazla olduğu alaşım Wiron 99' dur. Bu durum çözeltiye geçen toplam madde miktarı ile paralellik göstermektedir.

Yüzey görünümleri karşılaştırıldığında Sheraalloy E alaşımının çalışmada değerlendirilen diğer alaşımlara göre yüzey yapısının daha iyi olduğu düşünölebilir. Ancak korozyon hızının büyük olması ve zamanla yüzeyde oluşan gözenekli yapı nedeniyle mekanik dayanaklığının azalabileceği düşünölmektedir. Nitekim porselen üzerinde yapılan çalışmalarda da bu yönde bulgular söz konusudur (Türker and Biskin, 2003).

EDS analiz sonuçları değerlendirildiğinde KP derişimi arttıka Bellabond Plus yüzeyinde nikel, demir ve manganez azalmakta krom, molibden ve silisyum artmaktadır. Wiron 99 alaşım yüzeyinde nikel, seryum ve niyobyum azalırken krom, molibden, silisyum ve demir artmaktadır. Duceralloy C alaşımında ise kobalt ve krom artarken tungsten, silisyum, vanadyum, demir ve niyobyum azalmaktadır. Sheraalloy E yüzeyinde kobalt, krom ve silisyum artmakta manganez, demir ve molibden azalmaktadır.

Alaşımların element salınım deneyinde çalışılan ortamlardaki kütle kayıpları da zamana bağlı olarak incelenmiştir. Fakat kütle kayıpları en fazla 0,3 mg civarında bulunmuştur. Kütle kaybının yeterli olabilmesi için uzun süreli deneyler gerekmektedir. Ancak bu durumda da kullanılan peroksit parçalandığından verimli

sonuç alnamayacaktır. Bu nedenle kütle kayıpları verilmemiştir. Kütle kaybı deneylerinde korozif ortam belirli aralıklarla değiştirilerek yapıldığında daha fazla bilgi edinilebilir.

6. SONUÇLAR

Farklı konsantrasyonlardaki beyazlatma ajanlarının protez yapımında kullanılan dental alaşımlarının korozyonuna etkilerini incelediğimiz çalışmada çıkan sonuçlar aşağıda gösterilmiştir.

1. Karbamid peroksit çözeltilerinde Bellabond Plus, Wiron 99, Duceralloy C ve Sheraalloy E dental alaşımları korozyona uğramıştır.
2. Çözeltilerdeki karbamid peroksitin artışı dental alaşımların korozyon hızlarını arttırmıştır.
3. Farklı derişimdeki karbamid peroksit çözeltilerinde en yüksek korozyon hızları Sheraalloy E alaşımında bulunmuştur.
4. Bellabond Plus alaşımı % 15'lik karbamid peroksit çözeltisi hariç, diğer tüm çözeltilerde en düşük korozyon hızlarına sahiptir.
5. Element salınım deneyinde, alaşımlardan çözeltilere geçen element ve toplam element miktarları karbamid peroksit derişimiyle arttığı bulunmuştur.
6. Çözeltilere geçen toplam element miktarları karşılaştırıldığında, en yüksek miktar Duceralloy C alaşımında, en az ise Sheraalloy E alaşımında belirlenmiştir.
7. Nikel krom alaşımlardan salınan nikel miktarı en fazla Bellabond Plus alaşımında elde edilmiştir.
8. Taramalı elektron mikroskop görüntüleri incelendiğinde, Sheraalloy E alaşımı için korozyonun neden olduğu yüzey özellik değişimleri minimumdur.
9. Yüzey görüntülerinde en fazla aşınmanın olduğu alaşım Wiron 99' dur.
10. Alaşımların yüzeylerinde meydana gelen korozyonun şiddeti karbamid peroksit derişiminin artmasıyla artmaktadır.

Bu çalışmanın sonuçları genel olarak değerlendirildiğinde, beyazlatma maddeleri temel metal alaşımlarından Bellabond Plus, Wiron 99, Duceralloy C ve Sheraalloy E'nin korozyon davranışları üzerinde olumsuz etki göstermektedir. Bu olumsuz etki, özellikle karbamid peroksit derişiminin artışıyla birlikte daha da artmaktadır. Bu sonuçlara göre beyazlatma tedavisinin protetik tedaviden önce

tamamlanması hem estetik hem de restorasyonun uzun ömürlü olması açısından faydalı olacaktır. Beyazlatma tedavisinin metal destekli restorasyonlardan sonra uygulanması gereken durumlarda protetik restorasyonun olduğu bölge tedavi dışı bırakılmalı ve her türlü derişimde karbamid peroksit beyazlatma ajanından izole edilmelidir. Çalışmamızda kullanılan alaşımlar arasında karbamid peroksit beyazlatma ajanında korozyon değerleri en düşük olan Bellabond Plus alaşımıdır. Ancak, element salınımı deneyinde nikel salınımı açısından Bellabond Plus alaşımının değerlerin en yüksek olduğu belirlenmiştir. Bu nedenle nikel alerjisi şüphesi olan veya alerjik bünyeye sahip hastalarda kullanılmaması doğru olacaktır. Sheraalloy E alaşımı element salınımı deneyinde en az toplam element salınımı yapmış olmasına rağmen, elektrokimyasal deneylerde korozyon değerleri yüksektir. Bu yüzden beyazlatma tedavisi uygulanacak hastalarda bu alaşımın kullanımında dikkatli olunmalıdır.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre, metal destekli restorasyon bulunan hastalarda beyazlatma tedavisi uygulamasında, beyazlatma ajanının metal yüzeylere temasından kaçınılmalıdır.

ÖZET

Diş beyazlatma tekniğinin, estetik diş hekimliğinde kullanımı giderek artmaktadır. Basit ve etkili olmakla birlikte sıklıkla operatif işlemleri yapılmasını engelleyici bir yöntemdir. Bu çalışmanın amacı, temel metal alaşımların farklı karbamid peroksit çözeltilerindeki korozyon davranışlarının incelenmesi amaçlanmıştır.

Bellabond Plus (Ni- Cr- Mo), Wiron 99 (Ni- Cr- Mo), Duceralloy C (Cr- Co) ve Sheraalloy E (Cr- Co- Mo) olmak üzere dört farklı metal alaşım incelendi. Test örnekleri (n= 28) kayıp mum tekniğiyle oluşturularak üretici firmaların talimatlarına uygun şekilde indüksiyonlu döküm makinesinde döküldü. İncelenecek metal, silindirik formda dökülerek hazırlandıktan sonra teflon bir tutucu içine cilalı olan kısmı sıvı ortama açık olacak şekilde yerleştirildi ve diğer kısımları elektrik akımı geçirmeyecek şekilde izole edilerek yerleştirildi. Metal alaşımların farklı derişimlerdeki beyazlatma ajanlarında 37 °C, pH 6,5'daki korozyon davranışları belirlendi. Alaşımların korozyon değerleri elektrokimyasal yolla belirlendi.

Alaşımların 37 ° C' de karbamid peroksit ortamındaki metal iyon salınımları incelendi. Örnekler % 10, 15, 20 ve 35'lik karbamid peroksit çözeltilerinde 8 saat, 24 saat, 3 gün ve 5 gün süresince bekletildi. Tüm çözeltiler ICP- OES cihazıyla analiz edildi. Her bir analizde üç ölçüm yapıldı ve bunların ortalama, standart sapmaları ise ICP- OES ile belirlendi. Yüzey morfolojisi ve bileşime ilişkin incelemeler enerji dağılımlı spektrometre bağlantılı bir tarama elektron mikroskobu ile yapıldı.

Çalışmamız sonucunda dört alaşım da tüm karbamid peroksit çözeltilerinde korozyona uğradı. Sheraalloy E alaşımı tüm çözeltilerde en yüksek korozyon değerleri gösterdi. Wiron 99 alaşımı için KP derişimi % 10' dan % 15' e çıktığında korozyon hızının azaldığı, KP derişimi ise % 20' den ve 35'e çıktığında ise korozyon hızının arttığı gözlenmiştir. Bellabond Plus alaşımının % 10, 20 ve 35 derişimindeki KP çözeltilerinde diğer alaşımlara göre en düşük korozyon hızına sahip olduğu belirlenmiştir.

Dört metal alaşım tüm çözeltilerde iyon salınımı yapmıştır. Karbamid peroksitin derişiminin artmasıyla tüm elementlerden iyon salınımında artış

görülmüştür. Bellabond Plus alaşımının element salınım miktarları sırasıyla nikel için 27,837 mg/ L, molibden için 22,243 mg/ L ve krom için 11,464 mg/ L olarak belirlenmiştir. Wiron 99 alaşımının element salınım miktarları sırasıyla nikel için 22,557 mg/ L, molibden için 10,848 mg/ L ve krom için 8,165 mg/ L olarak belirlenmiştir. Kobalt krom alaşımlarından Duceralloy C alaşımında da en fazla salınım kobaltta olurken (58,758 mg/ L) en az salınımın krom elementinde (23,263 mg/ L) olduğu belirlenmiştir. Sheraalloy E alaşımının element salınım miktarları sırasıyla kobalt için 11,194 mg/ L, krom için 4,045 mg/ L ve molibden için 2,528 mg/ L olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda alaşımların element salınımı deneyinden önce ve sonra alınan SEM görüntüleri değerlendirildiğinde KP derişiminin artışıyla birlikte alaşım yüzeylerinde meydana gelen korozyonun arttığı görülmektedir. KP'in % 35' lik derişimlerinde alaşımların yüzeylerinde oldukça yoğun korozyon bölgeleri görülmektedir. SEM görüntülerinde yüzey yapısının en düzgün olduğu alaşım Sheraalloy E, daha sonra Duceralloy C ve Bellabond Plus alaşımlarıdır. Yüzeyde aşınmanın en fazla olduğu alaşım Wiron 99' dur.

Bu çalışmanın kapsamı içinde sonuçlar değerlendirildiğinde beyazlatma maddeleri temel metal alaşımlarından Bellabond Plus, Wiron 99, Duceralloy C ve Sheraalloy E alaşımlarının korozyon davranışları üzerinde olumsuz etki göstermektedir. Alaşımların korozyon davranışındaki değişiklikler, element salınımına neden olmaktadır. Bu durum sonuçta lokal veya sistemik doku cevaplarını etkileyebilir. Bu konu ile ilgili yapılacak çalışmalarda farklı alaşım tipleri ve farklı beyazlatma ajanı derişimleri kullanılmasının uygun olacağı düşünülmektedir.

Anahtar sözcükler: Dental alaşım, korozyon, beyazlatma, element salınımı.

ABSTRACT

Tooth bleaching is an increasingly popular aesthetic procedure used in dentistry. It is relatively simple, highly effective but can often preclude operative treatments. The aim of this study is to investigate the corrosion behaviour of base metal alloys exposed to different carbamide peroxide concentrations.

Four types of metal alloys were evaluated: Bellabond Plus (Ni- Cr- Mo), Wiron 99 (Ni- Cr- Mo), Duceralloy C (Cr- Co) and Sheraalloy E (Cr- Co- Mo). Fabrication of test samples (n= 28 for each alloy) was carried out using lost wax technique. All samples with their contact surfaces open were immersed in polyester material, which was then poured into a Teflon cylinder mould, and in this manner the rotary disc electrodes were constructed. The experiments were carried out in a galvanic cell that was open to air and in which the temperature was kept constant. Cyclic potentiodynamic polarization tests were used to evaluate the corrosion behaviour of metal alloys in different concentrations of bleaching agents with pH 6,5 at 37 °C. Corrosion values of metal alloys were detected electrochemically.

Metallic ion release from the different alloys was analysed in different carbamide peroxide concentrations at 37 °C. The sample materials were immersed in either 10, 15, 20 and 35 % carbamide peroxide solution for 8h, 24 h, 3 days and 5 days. All the solution samples were analysed by ICP- OES. For each analysis, the ICP- OES instrument performs three measurements and calculates the mean and relative standard deviation for each element. A scanning electron microscope, accompanied by an energy dispersive spectrometer (SEM/ EDS) was used to analyse the morphology and composition of the alloy specimens.

Results show that the evaluated four metals corroded in all carbamide peroxide solutions. Sheraalloy E alloy exhibited the highest corrosion tendency for all solutions. It was observed that the corrosion rate of Wiron 99 was decreased while the carbamide peroxide concentration increased 10 % to 15 % but corrosion rate of some alloy was increased while the carbamide concentration increased 20 % to 35 %. Bellabond Plus alloy had the lowest corrosion rate at 10, 20 and 35 % carbamide peroxide concentrations.

Metal ions were released from four dental alloys following all treatments. The rate of ions released for all elements increased with increasing carbamide peroxide concentrations. The ion release amount of Bellabond Plus is found for nickel 27,837 mg/ L, molibden 22,343 m/ L and chrome 11,464 mg/ L, respectively. The ion release amount of Wiron 99 is found for nickel 22,557 mg/ L, molibden 10,848 mg/ L and chrome 8,165 mg/ L, respectively. For Duceralloy C, which is one of the chrome- cobalt alloys, the highest released ion was cobalt (58,758 mg/ L) and the lowest released ion was chrome (23,263 mg/ L). The ion release amount of Sheraalloy E is found for cobalt 11,194 mg/ L, chrome 4,045 mg/ L and molibden 2,528 mg/ L respectively.

In this study the SEM evaluation had performed before and after the ion release experiments. With the increase in carbamide peroxide concentration, corrosion on the surface of the alloy was increased. At 35 % carbamide peroxide concentration, very dense areas of corrosion on alloy surface was determined for all subjects. When SEM views of alloy surfaces were anylized Sheraalloy E had the smoothest surface following Duceralloy C and Bellabond Plus alloys. Wiron 99 had the most abrazed surface.

According to this study results, bleaching agents showed negative influence on base metal alloys such as Bellabond Plus, Wiron 99, Duceralloy C and Sheraalloy E. Corrosion behaviour changes of alloys can affect ion release, local and systemic tissue response. It can be benefical to use different bleaching agents concentrations and metal alloys for further investigations.

Key words: Dental alloy, corrosion, bleaching, elemental release.

KAYNAKLAR

Akpınar GG, Can G, Aydın A, Sayal A. Dental döküm alaşımlarından hücre kültürü ortamında element salınımı. *A.Ü Diş Hek Fak.Derg.* 2003; 30 (2): 149- 158.

Akkum V. Galvanik anotla yapılan katodik koruma uygulamalarında anot verimliliğinin belirlenmesi ve ölçülmesi. Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans tezi, Adana,(Prof. Dr. Mehmet Erbil), 2006.

Alaçam T. *Endodonti*. 2. Baskı, Ankara: Şafak Matbaacılık San. Tic. Ltd. Şti. Bölüm 23, 2000.

Al- Salehi SK, Hatton PV, Miller CA, Mcleod C, Cox AG. The effect of hydrogen peroxide concentration on metal ion release from dental amalgam.*J Dent* 2007; 35: 172- 176.

Al- Salehi SK, Hatton PV, Johnson A, Cox AG, Mcleod C. The effect of hydrogen peroxide concentration on metal ion release from dental alloys.*J Oral Rehab* 2008; 35: 276- 282.

Al- Salehi SK, Hatton PV, Miller CA, Mcleod C, Joiner A. The effect of carbamide peroxide treatment on metal ion release from dental amalgam. *Dent Mater* 2006; 22: 948- 953.

Amato M, Scaravilli MS, Farella M, Riccitiello F. Bleaching teeth treated endodontically: long term evaluation of a case series. *J Endod* 2006; 32: 376- 378.

Ameer MA, Khamis E, Al-Montaq M. Electrochemical behaviour of non- precious dental alloys in bleaching agents. *Electr Acta* 2004; 50: 141- 148.

Anusavice KJ, Brantley WA. Physical Properties of Dental Materials.In: *Phillips' Science of Dental Materials*. Anusavice KJ, Eds. 11th Ed., St.Louis: Saunders, 2003: p. 41-69

Anusavice KJ, Cascone P. Dental Casting and Soldering Alloys. In: *Phillips' Science of Dental Materials*. Anusavice KJ, Eds. 11th Ed., St.Louis: Saunders, 2003: p. 565-617.

Ari H, Ungör M. In vitro comparison of different types of sodium perborate used for intracoronal bleaching of discolored teeth. *Int Endod J* 2002; 35: 433- 436.

Atalayın Ç, Pamir T, Tezel H. Beyazlatma ajanlarının diş yapısında oluşturduğu değişiklikler. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2008; 29: 13- 20.

Attin T, Paque F, Ajam F, Lennon AM. Review of the current status of tooth whitening with the walking bleach technique. *Int Endod J* 2003; 3: 13-29.

Avcı M. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan kıymetsiz metal alaşımları. *Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg* 1990; 17(1): 145- 150.

Baran GR. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent Clin North America* 1985; 29(4): 779- 787.

Baran GR. Cast and wrought base metal alloys. In: *Restorative Dental Materials*. Craig RG, Powers JM, Eds. 11th Ed. St.Louis: Mosby, 2002b: p. 163- 180.

Barghi N. Making a clinical decision for vital tooth bleaching: at home or in Office? *Compend Educ Dent* 1998; 19: 831- 838.

Bayırlı G. *Endodontik Tedavi 1*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve film merkezi, 1998, s. 585- 621.

Bayramoğlu G, Alemdaroğlu T, Kedici S, Aksüt AA. The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 563- 575.

Benatti OFM, Miranda WG, Muench A. In vitro and in vivo corrosion evaluation of nickel- chromium and copper- aluminum based alloys. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 360- 363.

Berg E, Wagnere WC, Davik G, Doota ER. Mechanical properties of laser welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 250- 257.

Beydemir K, Söylemez NS. Nikel içeren dental alaşımlardan in vitro olarak çözünen nikel miktarının saptanması. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2004; 21 (3): 197- 203.

Blankenau R, Goldstein RE, Haywood VB. The current status of vital tooth whitening techniques. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 20(8): 781-794.

Bulut H, Turkun M, Demirbaş KA. Effect of an antioxidizing agent on the shear bond strength of brackets bonded to bleach human enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2006; 129 (2): 266- 272.

Bumgardner JD, Lucas LC. Surface analysis of nickel- chromium dental alloys. *Dent Mater* 1993; 9: 252- 259.

Bumgardner JD, Lucas LC. Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. *J Dent Res* 1995;74 (8): 1521- 1527.

Butler CJ, Masri R, Driscoll CF, Thompson GA, Runyan DA, Von Fraunhofer JA. Effect of fluoride and % 10 carbamide peroxide on the surface roughness of low fusing and ultra low fusing porcelain. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 179- 183.

Canay Ş, Öktemer M. In vitro corrosion behaviour of 13 prosthodontic alloys. *Quintessence Int* 1992; 23: 279-287.

Canay Ş, Çehreli MC, Bilgiç S. In vitro evaluation of the effect of a current bleaching agent on the electrochemical corrosion of dental alloys. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 1014- 1019.

Caughman WF, Frazier KB, Haywood VB. Carbamide peroxide whitening of nonvital single discolored teeth: Case reports. *Quintessence Int* 1999; 30: 155- 161.

Chng H, Yap AU, Wattanapayungkul P, Sim CP. Effect of traditional and alternative intracoronal bleaching agents on microhardness of human dentine. *J Oral Rehabil* 2004; 3: 811- 816.

Dahl JE, Pallesen U. Tooth bleaching- a critical review of the biological aspects. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003; 14: 292- 304.

Donley TG, Gillette WB. Titanium endosseous implant- soft tissue interface: a literature review. *J Periodontol* 1991; 62(2): 153- 160.

Doruk M. Korozyon ve Önlenmesi. Ankara: ODTÜ Mühendislik Fak. Yayın No:70,1982.

Edgerton M, Levine MJ. Biocompatibility: Its future in prosthodontic research. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 406- 415.

Ersoy AE. Protetik restoratif alaşımlar. *TDB Derg* 2002; 71: 86- 90.

Ersöz E, Özyurt P. Karbamid peroksit içeren farklı ağartma ajanlarının mine yüzeyinde olan etkisi: SEM çalışması. *T Klin Diş hek Bil* 1998; 4: 180- 186.

Espevik S. Corrosion of base metal alloys in vitro. *Acta Odontol Scand* 1978; 36: 113- 117.

Geis- Gerstorfer J, Sauer KH, Passler K. Ion release from Ni- Cr- Mo and Co- Cr- Mo casting alloys. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 152- 158.

Geis- Gerstorfer J, Passler K. Studies on the influence of Be content on the corrosion behavior and mechanical properties of Ni- 25Cr- 10Mo alloys. *Dent Mater* 1993; 9: 177- 181.

Gil FJ, Sanchez A, Espias A, Planell JA. In vitro corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys. *Int. Dent. J* 1999; 49:361-367.

Goldstein RE, Garber DA. *Complete dental bleaching*. Chicago: Quintessence Int Publishing, 1995.

Greenwall L. *Bleaching Techniques in Restorative Dentistry*. London: Martin Dunitz, 2001.

Gurgan S, Kiremitci A, Yalcın F, Alpaslan T, Yazıcı E. Effect of carbamide peroxide treatments on the metal- ion release and microstructure of different dental amalgams. *Op Dentis* 2007; 32 (5): 476- 481.

Haywood VB. History, safety and effectiveness of current bleaching techniques and application of the nightguard vital bleaching technique. *Quintessence Int* 1992; 23 (7): 471- 488.

Haywood VB. Nightguard vital bleaching: current concepts and research. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 19- 25.

Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching. *Quintessence Int* 1989; 20(3): 173- 176.

Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching: how safe is it?. *Quintessence Int* 1991; 22: 515- 523.

Heymann HO. Nonrestorative treatment of discolored teeth: reports from an International Symposium. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 710 -711.

Heymann HO. Additional conservative esthetic procedures. In: Sturdevart' s, *The Art and Science of Operative Dentistry*. Robenson TM, Heymann HO, Swift EJ, Eds. 4th Ed., Missouri: Mosby Inc, 2002: p. 591- 650.

Hruska AR. Intraoral welding of pure titanium. *Quintessence Int* 1987; 18(10): 683- 688.

Joiner A. The bleaching of teeth: A review of the literature. *J Dent* 2006; 34: 412- 419.

Jones DA. *Principles and Prevention of Corrosion*. 2nd Ed., New jersey: Prentice Hall Inc, 1996.

Karaağaçhoğlu L, Hasanreisoğlu H, Akören AC, Keskin Y. Kıymetsiz metal alaşımlarda tekrarlanan dökümlerin alaşımın bileşimine etkisi. *AU Diş Hek Fak Dergi* 1992; 18: 179- 183.

Kedici SP, Aksüt AA, Kılıçarslan MA, Bayramoğlu G, Gökdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 800-808.

Kimura H, Horng CJ, Okazaki M, Tkhashi J. Oxidation effects on porcelain-titanium interface reactions and bond strength. *Dent Mater* 1990;9 (1): 91- 99.

Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo and load cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 1999; 82: 608-14.

Leinfelder KF. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J. Am. Dent. Assoc* 1997; 128: 37- 45.

Lewinstein I, Hirschfeld Z, Stabholz A, Rotstein I. Effect of hydrogen peroxide penetration through dentine and cementum during bleaching. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991; 72: 602- 606.

Lewinstein I, Fuhrer N, Churaru, Cardash H. Effect of different peroxide bleaching regimens and subsequent fluoridation on the hardness of human enamel and dentin. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 337- 342.

Lopes GC, Bonissoni L, Baratieri LN, Vieira LCC, Monteiro S. Effect of bleaching agents on the hardness and morphology of enamel. *J. Esthet. Restor Dent* 2002; 14: 24- 30.

Lucas LC, Lemons JE. Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res* 1992; 6: 32- 37.

Matis BA, Mousa HN, Cochran MA, Eckert GJ. Clinical evaluation of bleaching agents of different concentrations. *Quintessence Int* 2000; 31: 303- 310.

McCabe JF. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. Yedinci baskı. İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi, 1999.

McCabe JF., Walls AWG. *Applied Dental Materials*. 9th Ed., Singapore: Blackwell Publishing Ltd, 2008.

Miles PG, Pontier JP, Bahiraei D, Closa J. The effect of carbamide peroxide bleach on the tensile bond strength of ceramic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 106 (4): 371- 375.

Muratoğlu S. Pirinçin sulu çözeltilerdeki korozyonu. Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans tezi, Ankara,(Prof. Dr. A. Abbas Aksüt), 2008.

Nakamura T, Saito O, Ko T, Maruyama T. The effects of polishing and bleaching on the colour of discoloured teeth in vivo. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 1080- 1084.

Nascimento ML, Mueller WD, Carvalho AC, Tomas H. Electrochemical characterization of cobalt based alloys using the mini- cell system. *Dent Mater* 2007; 23: 369- 373.

Nathoo SA. The chemistry and mechanism of extrinsic and intrinsic discoloration. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 6- 10.

Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Illinois: Quintessence Publishing Co, 1992.

O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd. Ed., Chicago: Quintessence Publishing Co, 2002.

Oltu U, Gürgan S. Effects of three concentrations of carbamide peroxide on the structure of enamel. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 332- 340.

Pecora JD, Cruz Filho AM, Souza Neto MD, Silva RG. In vitro action of various bleaching agents on the microhardness of human dentin. . *Braz Dent J* 1994; 5: 129- 134.

Pinherio Jr EC, Fidel RAS, Cruz Filho AM, Silva RG, Pecora JD. In vitro action of various carbamide peroxide gel bleaching agents on the microhardness of human enamel. *Braz Dent J* 1996; 7: 75- 79.

Potocnik I, Koseck L, Gaspersic D. Effect of % 10 carbamide peroxide bleaching gel on enamel microhardness, microstructure and mineral content. *J Endod* 2000; 26: 203- 206.

Roach MD, Wolan JT, Parsell DE, Bumgardner JD. Use of x ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behaviour of six nickel chromium alloys before and after porcelain fused to metal firing. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 623- 634.

Rotstein I, lehr Z, Gedalia I. Effect of bleaching agents on inorganic components of human dentin and cementum. *J Endod* 1992; 18: 290- 293.

Rotstein I, Dogan H, Avron Y, Shemesh H, Steinberg D. Mercury release from dental amalgam after treatment with % 10 carbamide peroxide in vitro. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Endod* 2000; 89: 216- 219.

Pourbaix M. Electrochemical corrosion of metallic biomaterials. *Biomater* 1984; 3: 122- 134.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. Missouri: Mosby Inc., 2001.

Rotstein I, Mor C, Arwaz JR. Changes in surface levels of mercury, silver, tin and copper of dental amalgam treated with carbamide peroxide and hydrogen peroxide in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 83: 506- 509.

Sarkar NK, Greener EH. In vitro corrosion resistance of new dental alloys. *Biomater Med Dev Artif Org.* 1973; 1: 121- 129.

Schemehorn B, Gonzales- Cabezas C, Andrew J. A SEM evaluation of a % 6 hydrogen peroxide tooth whitening gel on dental materials in vitro. *Dent Mater* 2004; 32: 35- 39.

Seghi RR, Denry I. Effects of external bleaching on indentation and abrasion characteristics of human enamel in vitro. *J Dent Res* 1992; 71: 1340- 1344.

Setcos JC, Babael- Mahani A, Silvio LD, Mjor IA, Wilson NH. The safety of nickel containing dental alloys. *Dent Mater* 2006;22 (12) :1163- 8.

Settembrini L, Gultz J, Kaim J, Scherer WA. Technique for bleaching non- vital teeth: inside/ outside bleaching. *J Am Dent Assoc* 1991; 128: 1283- 1284.

Sulieman M. An overview of bleaching technique: 2. Nightguard vital bleaching and non- vital bleaching. *Dent Update* 2005; 32: 39- 46.

Sung EC, Chan SM, Mito R, Caputo AA. Effect of carbamide peroxide bleaching on the shear bond strength of composite to dental bonding agent enhanced enamel. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 595- 599.

Steinberg D, Blank O, Rotstein I. Influence of dental biofilm on release of mercury from amalgam exposed to carbamide peroxide. *J Biomed Mater Res Part B: Appl. Biomater.* 2003;67B: 627- 631.

Syrides GM, Perdiagao J, Paganic C, Araujo MAM, Syrides SMM. Effect of whitening agents on dentin bond. *J Esthet Dent* 2000;12: 264- 270.

Tamam E, Aydın AK. Surface characterization of passive film and elemental release analysis of a Ni- Cr alloy during bleaching, part I: effects of different bleaching agents. *Clin Oral Invest* 2010;(Epub ahead of print).

Tüfekci E, Mitchell JC, Olesik JW, Brantley WA, Papazoglou E, Monaghan P. Inductively coupled plasma- mass spectroscopy measurements of elemental release from 2 high palladium dental casting alloys into a corrosion testing medium. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 80- 85.

Türker ŞB, Bişkin T. The effect of bleaching agents on the microhardness of dental aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 657- 661.

Türker ŞB, Bişkin T. Effect of three bleaching agents on the surface properties of three different aesthetic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 466- 473.

Türker ŞB, Mandalı G, Şener ID, Buğurman B. Üç farklı beyazlatma ajanının estetik restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. *Dicle Dişhekimliği Dergisi* 2008; 2 (9): 30- 34.

Türkün M, Çelik ES, Aladağ A, Gökay N. One- Year Clinical Evaluation of the Efficacy of a New Daytime At Home Bleaching Technique. *J Esthet Restor Dent* 2010; 22: 139- 148.

Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosgeat B. Corrosion resistance of cobalt chromium and palladium- silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 90- 95.

Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys:A review. *J.Prosthet. Dent* 2000; 83: 223-234.

Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J. Prosthet. Dent* 2001; 86: 203- 209.

Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002a; 87: 351-63.

Wataha JC. Nature of metals and alloys. In: *Restorative Dental Materials*. Craig RG, Powers JM, Eds. 11th Ed. St.Louis: Mosby, 2002b: p. 163- 180.

Wataha JC, Lockwood PE. Release of elements from dental casting alloys into cell-culture medium over 10 months. *Dent Mater* 1998a; 14: 158- 163.

Wataha JC, Lockwood PE, Khajotia SS. Effect of pH on element release from dental casting alloys. *J Prosthet Dent* 1998b; 80: 691- 698.

Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin. North Am.*, 2004; 48: 499- 512.

Watts A, Addy M. Tooth discoloration and staining. A review of the literature. *Br Dent J* 2001; 190: 309- 316.

Weinberg SP. Bleaching tetracycline- stained teeth: a combined approach. *Dent Today* 1997; 16 (8): 56- 69.

Winkler S, Morris HF, Monteiro JM. Changes in mechanical properties and microstructure following heat treatment of a nickel- chromium base alloy. *J Prosthet Dent* 1984; 52(6): 821- 827.

Yüzügüllü B, Çelik Ç, Erkut S. Karbamid Peroksit içeren beyazlatma ajanının kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. *Atatürk Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg.* 2008; 18 (3): 94- 98.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Lekelenme ve Korozyon. In:*Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Yayın No:17, 1993: p. 473- 488.

Zalkind M, Arwaz JR, Goldman A, Rotstein I. Surface morphology changes in human enamel, dentin and cementum following bleaching: a scanning electron microscopy study. *Endod Dent Traumatol* 1996; 12: 82- 88.

ÖZGEÇMİŞ

31 Ağustos 1980' de Ankara' da doğdu. İlköğrenimini Zonguldak Yayla İlkokulunda, orta öğrenimini 60. Yıl İlköğretim okulunda ve lise öğrenimini Batıkent Süper Lisesi'nde tamamladı.

1999 yılında Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesinde lisans eğitime başladı. 2004 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği bölümünden mezun oldu.

2005 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalında doktora eğitime başladı. Halen doktora çalışmalarına devam etmektedir.