

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

**ELMAS BENZERİ KARBON KAPLAMANIN İMPLANT
ÜSTYAPI PARÇALARI ARASI GALVANİK KOROZYONA
ETKİNLİĞİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Ahmet ÖZKÖMÜR

DOKTORA TEZİ

DANIŞMANI

Doç. Dr. Tolga AKOVA

ADANA - 2008

**T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI**

**ELMAS BENZERİ KARBON KAPLAMANIN İMPLANT
ÜSTYAPI PARÇALARI ARASI GALVANİK
KOROZYONA ETKİNLİĞİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Ahmet ÖZKÖMÜR

DOKTORA TEZİ

DANIŞMANI

Doç. Dr. Tolga AKOVA

Bu Tez Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından DHF2006D3
nolu proje olarak desteklenmiştir.

Tez No:

ADANA – 2008
KABUL VE ONAY FORMU

Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı doktora programı çerçevesinde yürütülmüş olan “Elmas Benzeri Karbon Kaplamanın İmplant Üstyapı Parçaları Arası Galvanik Korozyona Etkinliğinin İncelenmesi.” adlı çalışma aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 24.12.28

Doç. Dr. Tolga AKOVA
Çukurova Üniversitesi
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Mehmet ERBİL
Çukurova Üniversitesi

Doç. Dr. Hakan TERZİOĞLU
Ankara Üniversitesi

Doç. Dr. H. Oğuz YOLDAŞ
Çukurova Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Yurdanur UÇAR
Çukurova Üniversitesi

Yukarıdaki tez, Yönetim Kurulunun tarih ve sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Halil KASAP
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tezimin başlangıcından bitim aşamasına kadar sabırla beni destekleyen, değerli bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren tez danışmanım Doç. Dr. Tolga AKOVA'ya tavsiyeleri ve gösterdiği hoşgörüden dolayı,

Engin bilgilerini ve tecrübelerini hiçbir zaman esirgemeyen ve elektrokimyasal testlerin uygulanmasına imkan tanıyan tez jürimin değerli üyesi sayın hocam Prof. Dr. Mehmet ERBİL'e

Tezim ile ilgili düzeltmeler sırasında çok kıymetli akademik yardımlarını ve desteğini esirgemeyen tez jürimin değerli üyesi sayın hocam Doç. Dr. Hakan Terzioğlu'na

Mesleki eğitimim ve Doktora eğitimim süresince değerli bilgilerini benden hiçbir zaman esirgemeyen ve kendisinden çok şey öğrendiğim sayın hocam Prof. Dr. Hakan UYSAL'a,

Tezim ile ilgili sağlamış oldukları akademik yardımlardan ve Argonne Laboratuvarlarında gerçekleştirilen test örneklerinin Elmas Benzeri Karbon kaplanma işlemlerinde verdikleri desteklerden dolayı Prof. Dr. Ali ERDEMİR ve Doç. Dr. O. Levent ERYILMAZ'a

Fikirleriyle çalışmamıza ışık tutan ve manevi desteğini her zaman hissettiğim tez jürimin değerli üyesi sayın hocam Doç. Dr. H. Oğuz YOLDAŞ'a

Test örneklerimin hazırlanmasında en kritik anlarda desteğini ve yol gösterici fikirlerini esirgemeyen sayın hocam Doç. Dr. Mehmet KÜRKCÜ'ye

Çalışmalarım sırasında verdiği akademik destek ve yardımlarından dolayı Yrd. Doç. Dr. Yurdanur ŞANLI UÇAR'a

Exact cihazının kullanımındaki yardımlarını, ihtiyacım olduğunda her türlü desteğini ve vaktini esirgemeyen sevgili arkadaşım Öğr.Gör. Dr. M. Emre BENLİDAYI'ya

SEM örneklerinin hazırlanmasında desteğini ve vaktini esirgemeyen sevgili arkadaşım Dr. Ulaş GÖRMEZ'e

Çukurova Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü'ndeki testlerin uygulanması sırasında yardımlarından dolayı Arş.Gör. Ramazan SOLMAZ ve Arş.Gör. Başak MERT'e

Manevi destekleri ve zor anlarımdaki yardımlarıyla her zaman yanımda olan sevgili arkadaşlarım Dr. Sunay FIRAT, Dr. A. Şehnaz İŞÇİ, Dt. Neslin AYTUTULDU, Dt. Cengiz DÜNDAR ve Dt. Orhun EKREN'e

İyi günde ve kötü günde her zaman desteğini ve sevgisini hissettiren, doktora eğitimim süresince her türlü sıkıntımı paylaşan, sevgili eşim Dt. Anelise VIECELI ÖZKÖMÜR'e bana gösterdiği sabır ve hoşgörüden dolayı,

Bugünlere gelmemde en büyük destekçim olan, olağan üstü sabır ve hoşgörüsüyle hakkını asla ödeyemeyeceğim biricik Anneme

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle,

TEŞEKKÜR EDERİM.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplant	4
2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi ve Gelişimi	4
2.1.2. Dental İmplantlarda Kullanılan Materyaller	6
2.1.2.1. Titanyum	6
2.2. Dental İmplant Üstü Restorasyonlarda Kullanılan Metaller	10
2.2.1. Dental Metal ve Alaşımlarda Terminoloji	10
2.2.2. Dental Alaşımların Sınıflandırılması	10
2.2.2.1. Soy Metal Alaşımları	12
2.2.2.2. Baz Metal Alaşımları	13
2.3. Korozyon	15
2.3.1. Korozyon Çeşitleri	23
2.3.1.1. Üniform Korozyon	23
2.3.1.2. Çukurcuk Korozyonu	23
2.3.1.3. Aralık Korozyonu	24
2.3.1.4. Sürtünme ve Erozyon Korozyonu	25
2.3.1.5. Taneler arası Korozyon	25
2.3.1.6. Gerilme Korozyonu	26
2.3.1.7. Mikrobiyal Korozyon	26
2.3.1.8. Galvanik Korozyon	27
2.3.1.8.1. Galvanik Korozyondan Korunma	30

2.3.1.8.1.1. Malzeme Seçimi	30
2.3.1.8.1.2. Uygun Tasarım	30
2.3.1.8.1.3. Ortamın Saldırganlığının Giderilmesi	30
2.3.1.8.1.4. Yüzey Kaplamaları	31
2.3.1.8.1.5. Elektrokimyasal Yöntemler	31
2.3.1.8.2. Galvanik Korozyon Test Metotları	32
2.3.1.8.2.1. Potansiyodinamik Polarizasyon Testleri	34
2.3.1.8.3. Galvanik Korozyonun Diş Hekimliği Açısından Önemi	36
2.4. Elmas Benzeri Karbon (DLC)	40
2.4.1. DLC'nin Yapı ve Özellikleri	40
2.4.2. DLC'nin Biyomedikal Kullanım Alanları	47
2.4.3. DLC Kaplama Teknikleri	48
2.4.3.1. PECVD Depozisyon Tekniği	48
2.5. Dental İmplant Üstü Restorasyonlarda Marjinal Uyum	50
3. GEREÇ VE YÖNTEM	51
3.1. Elektrokimyasal İncelemeler	51
3.1.1. Elektrokimyasal Test Örneklerinin Hazırlanması	51
3.1.1.1. Örneklerin DLC ile Kaplanması	52
3.1.2. Test Elektrotlarının Hazırlanması	53
3.1.3. Elektrolit Solüsyonun Hazırlanması	54
3.1.4. Galvanik Hücrenin Hazırlanması	55
3.1.5. Elektrokimyasal Ölçümler	56
3.1.5.1. Açık Devre Potansiyeli Ölçümleri	56
3.1.5.2. Potansiyodinamik Polarizasyon Testi	57
3.1.5.3. Galvanik Akım Ölçümleri	57
3.2. DLC Kaplamanın Protetik Sistem Üzerine Etkisinin İncelenmesi	57
3.2.1. SEM İncelemesi İçin Örneklerin Hazırlanması	57
3.2.2. SEM İncelemesi	63
3.2.3. İstatistiksel Analiz	63
4. BULGULAR	67

4.1. Elektrokimyasal Testler	67
4.1.1. Açık Devre Potansiyeli Ölçümleri	67
4.1.2. Potansiyodinamik Polarizasyon Testi	69
4.1.3. Galvanik Akım Ölçümleri	72
4.2. DLC kaplamanın Protetik Sistem Üzerine Etkisinin İncelenmesi:	
SEM İncelemesi	75
5. TARTIŞMA	79
6. SONUÇLAR	88
7. KAYNAKLAR	89
8. ÖZGEÇMİŞ	103

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Ti üzerinde oluşan metal oksit.	9
Şekil 2.2: Kuru pil	17
Şekil 2.3: Volta Pilinin Çalışması ve Basit Korozyon Reaksiyon Şeması	21
Şekil 2.4: Metalin çözelti içindeki tip 2 davranış şekli	22
Şekil 2.5: Aralık korozyonu	25
Şekil 2.6: Dental alaşımların in vitro korozyon testindeki aktif-pasif davranışlarını gösteren şematik bir potansiyodinamik polarizasyon diyagramı.	35
Şekil 2.7: Karbonun sekiz allotropu	41
Şekil 2.8: A. Grafit (Sp ²) ve B. Elmas (Sp ³) bağları	42
Şekil 2.9: DLC'nun bazı formlarını gösterir faz diyagramı	43
Şekil 2.10: PECVD kaplama sistemine bir örnek şema	49
Şekil 3.1: Elektrokimyasal test örnekleri. (Soldan itibaren) Ni-Cr, DLC kaplı Ti, Ti	52
Şekil 3.2: Hazırlanmış elektrot	53
Şekil 3.3: Kurulan galvanik test hücresinin şematik gösterimi.	55
Şekil 3.4: Protetik implant parçalarının PECVD çemberine yerleştirilme pozisyonları	57
Şekil 3.5: DLC kaplanmış Camlog Bar-Bridge Abutment	57
Şekil 3.6: Üstyapı parçalarının sabitlemesi	59
Şekil 3.7: Kesit alma işlemi öncesi lam üzerine yapıştırılmış test örneği.	60
Şekil 3.8: Hassas kesme cihazı	61
Şekil 3.9: Örnekten kesit alma işlemi.	61
Şekil 3.10: Mikro aşındırma ünitesi	62
Şekil 3.11: Tarama Elektron Mikroskobu	63
Şekil 3.12: SEM inceleme alanı.	64
Şekil 3.13: SEM görüntülerinde marjinal uyum incelemesi.	65
Şekil 4.1: Ti elektrotun Ag-AgCl referans elektrota karşın açık devre potansiyel / zaman grafiği.	67
Şekil 4.2: Ni-Cr elektrotun Ag-AgCl referans elektrota karşın açık devre potansiyel / zaman grafiği.	67
Şekil 4.3: Ti ve Ni-Cr elektrotların potansiyodinamik polarizasyon diyagramları	69
Şekil 4.4: Potansiyodinamik polarizasyon diyagramındaki inceleme yöntemi.	71

Şekil 4.5: Titanyum elektrotun platinyum elektrot ile çiftlendiğindeki akım / zaman grafiği.	73
Şekil 4.6: Ni-Cr elektrotun platinyum elektrot ile çiftlendiğindeki akım / zaman grafiği.	73
Şekil 4.7: Ti abutment üzerine uygulanmış DLC kaplamanın SEM görüntüsü.	74
Şekil 4.8: Grup 1 (altın / titanyum) örnek SEM görüntüsü.	76
Şekil 4.9: Grup 2 (Ni-Cr / titanyum) örnek SEM görüntüsü.	76
Şekil 4.10: Grup 3 (Ni-Cr / DLC) örnek SEM görüntüsü.	77

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1: CpTi ve Ti alaşımlarının % ağırlık bileşenleri.	7
Çizelge 2.2: Dental metal alaşımların ADA sınıflandırması.	11
Çizelge 2.3: Dental metal alaşımların Naylor sınıflandırması.	11
Çizelge 2.4: Deniz suyu için galvanik seri .	29
Çizelge 2.5: Elmas, Grafit ve DLC Malzemelerin Özellikleri	45
Çizelge 3.1: Elektrokimyasal test örneklerinde kullanılan alaşımların kimyasal bileşimi.	51
Çizelge 3.2: SEM örneklerde kullanılan alaşımların kimyasal içerikleri.	58
Çizelge 3.3: SEM analizi örnek grupları.	59
Çizelge 4.1: Test elektrotlarının açık devre potansiyel değerleri.	66
Çizelge 4.2: Test elektrotlarının platinyum elektrot ile çiftlendiklerindeki en düşük akım değerleri.	72
Çizelge 4.3: Örneklere ait marjinal aralık değerleri.	75

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

DLC:	Elmas Benzeri Karbon
SEM:	Tarayıcı Elektron Mikroskobu
Ni-Cr:	Nikel Krom
Co-Cr:	Kobalt Krom
Cp Ti:	Ticari Saf Titanyum
SCE:	Doymuş Kalomel Elektrot
Ag/AgCl:	Gümüş-Gümüş Klorür
E_{kor} :	Korozyon Potansiyeli
E_{IO} :	Sıfır Akım Potansiyeli
i_{galv} :	Galvanik Akım
i_{kor} :	Korozyon Akım Yoğunluğu
E_{pp} :	Primer Pasif Potansiyeli
$E_{ç}$:	Çözünme Potansiyeli
EDX:	Enerji Dağıtım X Işın Spektroskopisi
a-C:	Amorf Karbon
a-CH:	Hidrojenize Amorf Karbon
ta-C:	Tetragonal Amorf Karbon
ta-CH:	Hidrojenize Tetragonal Amorf Karbon
CVD:	Chemical Vapour Deposition
PVD:	Physical Vapour Deposition
PECVD:	Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition

ÖZET

Elektrokimyasal olarak uyumsuz olan metallerin oral kavitede direk temas halinde kullanılmaları galvanik korozyon oluşumuna neden olabilir.

Ni-Cr alaşımları, sahip oldukları mekanik direnç, hijyenik tasarımlara uygunlukları, özellikle ekonomik olmaları ve kolay ulaşılabilir teknisyenlik hizmeti gibi iyi özellikleri sayesinde diş hekimliğinde çok yaygın olarak kullanılmaktadırlar.

Günümüzde bir dental implant malzemesi olan titanyum ile protetik üst yapı alaşımı olan Ni-Cr alaşımları arasındaki galvanik korozyon problemini ortaya koyan birçok rapor bulunmaktadır.

Elmas Benzeri Karbon (DLC), elmas ve grafit gibi kristal yapıları karbonlarla yarışan bazı ilginç özelliklere sahip amorf bir karbon yapısıdır. DLC kaplamanın çok sayıdaki üst düzey özelliği göz önünde bulundurulduğunda, DLC kaplamanın elektrokimyasal olarak uyumsuz metaller arasında meydana gelen galvanik korozyon sorununa bir çözüm yaklaşımı olarak kullanımı incelenmelidir.

Bu çalışmanın amacı, 1) İmplant üstü protetik yapı materyali seçeneklerinden olan Ni-Cr alaşımı ve dental implantların imal edildiği titanyum metali arasındaki galvanik korozyon davranışının değerlendirilmesi 2) Titanyum alt yapı üzerine uygulanan Elmas Benzeri Karbon (DLC) kaplanmanın Ni-Cr üst yapı ile Titanyum alt yapı arasındaki muhtemel galvanik korozyon davranışına etkisinin incelenmesi 3) İmplant altyapı üzerine uygulanan DLC kaplamanın üst ve alt yapı ara yüzeyinde ve protetik sistemin bütününde meydana getireceği etki tarayıcı elektron mikroskobu incelemesi (SEM) ile değerlendirilmesidir.

5mm çapında ve 3mm kalınlığında 5 adet Ni-Cr ve 10 adet Ticari Saf Ti disk şekilli örnekler hazırlanmıştır. Ti disklerden 5 tanesi DLC kaplanmak üzere ayrılmış ve PECVD tekniği ile DLC kaplanmıştır. Örnekler bakır tel ile lehimlenerek, epoksi rezin içerisine gömülmüşlerdir. Hazırlanan elektrotların yüzey işlemlerinin tamamlanmasını takiben, elektrotların açık devre potansiyeli ölçümleri, platin elektrota karşın meydana gelen galvanik akım ölçümleri yapılmış ve potansiyodinamik polarizasyon diyagramı elde edilmiştir.

SEM incelemesi için 30 adet Bar-Bridge abutment üzerine 10 adet altın alaşım ve 20 adet Ni-Cr alaşım protetik üst yapı dökülmüştür. Takiben, 10 adet abutment ve 10 adet sabitleme vidası PECVD tekniği ile DLC kaplanmıştır. Protetik üstyapı parçaları sabitlendikten sonra rezin içerisine gömülmüşlerdir. Daha sonra örnekler ortadan iki parçaya ayrılacak şekilde kesitler elde edilmiştir. Elde edilen kesitler sırasıyla 500, 800, 1200, 2500 gritlik SiC zımpara kağıtları ile yüzey muamelesine tabi tutulmuştur. Yüzey işlemleri tamamlanan örneklerden SEM ile x1000 büyütmede görüntüler alınmıştır. Takiben Elde edilen SEM görüntülerinin, orta bölgelerindeki 50µm uzunluğundaki bir alan seçilerek 5µm aralıklar ile 11 adet marjinal aralık ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Daha sonra veriler istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Elektrokimyasal testlerin sonuçları, titanyumun daha nikel-kroma göre elektrokimyasal olarak daha kararlı ve daha soy karakter sergileyen bir metal olduğunu ortaya koymaktadır. Bu durum dolayısı ile, titanyum ve Ni-Cr alaşımlar ağız içerisinde beraber kullanıldıklarına galvanik korozyon olgusuna sebep olabilirler. Uygulanan DLC kaplama katot elektrot yüzeyinde yalıtkan bir tabaka meydana getirdiği için galvanik çiftlemeyi engellemektedir.

SEM incelemesi sonucunda altın alaşım üstyapı / titanyum abutment protetik ikilisinin marjinal açıklık değerlerinin, Ni-Cr alaşım üstyapı / titanyum abutment ve Ni-Cr alaşım / DLC kaplı abutment ikililerinin marjinal açıklık değerlerinden daha düşük olduğu belirlenmiştir. Dolayısı ile DLC kaplamanın protetik sistemin bütünlüğü üzerine herhangi bir olumsuz etkisi bulunamamıştır.

ABSTRACT

Galvanic corrosion is the term used for the accelerated attack occurring on a less noble metal when electrochemically dissimilar metals are in electrical contact within a liquid or corrosive environment.

Multi-metallic dental construction assemblies bring different composition of metals into physical contact inside the mouth, which may lead to galvanic corrosion problems due to infiltration of saliva into the structures.

Ni-Cr alloys continue to be used successfully to construct conventional prosthetic restorations and superstructures over dental implants due to some of their superior properties such as; low cost, excellent mechanical strength, good castability, good adherence to ceramic layer and availability to construct hygienic superstructure designs.

Several investigations have been focused on the galvanic corrosion phenomena of titanium when coupled with various dental alloys. Results of these studies advocate that, there may occur a galvanic interaction when Ti coupled with Ni-Cr alloy.

As a protection method for galvanic corrosion; it is known that if dissimilar metals in the same electrolyte are insulated from each other by suitable electrical insulators, current flow is prevented and galvanic corrosion could be minimized or avoided.

Diamond-Like Carbon (DLC) films are amorphous carbon based coatings containing sp^2 and sp^3 bonded carbon atoms with varying hydrogen concentrations. Their significantly high concentration of sp^3 carbon bonds confers valuable “diamond-like” properties. Considering the excellent properties of DLC coatings, especially electrical insulation and corrosion resistance, DLC coating should be investigated as a protective film for galvanic corrosion problem between electrochemically dissimilar metals.

The purpose of this study is, (i) to evaluate the galvanic corrosion behavior between titanium implant alloy and nickel-chromium implant superstructure alloy. (ii) to investigate the effect of diamond-like carbon coating over titanium on galvanic corrosion behavior between titanium alloy and nickel-chromium alloy. (iii) to

evaluate the effect of diamond-like carbon coating over titanium abutment on the fit and integrity of prosthetic assembly by scanning electron microscopy.

Five nickel chromium and 10 titanium disc shaped specimens were prepared with the diameter of 5mm and thickness of 3mm. DLC coating was done over 5 titanium discs with PECVD technique. A copper wire was connected on one side of the samples and embedded in epoxy resin. After the surface preparations of the electrode samples open circuit potential measurements, galvanic current measurements over platinum electrode and potentiodynamic polarization tests were done.

For SEM evaluation, 20 Ni-Cr alloy, 10 gold alloy prosthetic superstructures were cast and prepared over 30 bar-bridge abutments. Diamond-like carbon coating was applied over 10 titanium abutments. Following fixation of the prosthetic assembly, samples were embedded in acrylic resin. After the polymerization, samples were cross sectioned longitudinally. Surface preparations of the sectioned samples were done with 500, 800, 1200, 2500 grid SiC papers. Following the surface preparations, SEM photographs were taken in x1000 magnification. From the SEM photographs marginal gap measurements were carried out. Results were statistically analyzed.

Results of the electrochemical tests shows that, titanium is a more noble and electrochemically stable metal according to Ni-Cr alloy. Hence, the use of this alloys in conjunction in oral cavity may cause galvanic corrosion. DLC coating over the cathode electrode serves as an insulating film layer over the surface and avoids galvanic coupling.

Results of the SEM evaluation indicated that, marginal gap values of gold superstructure / Ti abutment prosthetic assembly were significantly lower than the Ni-Cr superstructure / Ti abutment and Ni-Cr superstructure / DLC coated Ti abutment prosthetic assemblies. Hence, no adverse effect has been found on application of diamond-like carbon coating.

1. GİRİŞ

Kemik içi oral implant uygulamalarının ana hedefi osseointegre implantlar ve bunlardan destek alan implant-üstü protezler ile her türlü dişsizliğin rehabilitasyonudur.

Dental implant protezler, sabit bir altyapı ve birçok parçadan meydana gelen üstyapı kısımlarına sahiptirler. Üst yapıdaki bu komponentlerin arasında mikro boşlukların bulunması kaçınılmazdır. Tükürük, bu yapılar arasına penetre oldukça farklı alaşımları elektriksel temas haline getirir. Farklı alaşımların sahip oldukları potansiyel farkları nedeni ile galvanik-hücre meydana gelir. Birbirleri ile uyumsuz olan metallerin oral kavitede direk temas halinde kullanılmaları ise galvanik korozyon oluşumuna neden olabilir ¹.

Dental implant üstyapı materyali olarak altın alaşımları, titanyum alaşımları, paladyum alaşımları, kobalt-krom alaşımları ve nikel-krom alaşımları sıklıkla kullanılmaktadır.

Altın alaşımları, mükemmel biyo-uyumlulukları, korozyon dirençleri, mekanik özellikleri, üstyapıda pasif oturmayı sağlama amacıyla uygulanan lehim işleminin kolaylığı ve yüksek dökülebilirlikleri gibi üst düzey özellikleri nedeni ile implant üstyapı materyali olarak en çok tercih edilen alaşımlardır. Ancak altın alaşımlarının yüksek maliyetleri daha ekonomik üstyapı seçeneklerini gündeme getirmiştir.

Gümüş-paladyum (Ag-Pd), kobalt-krom (Co-Cr), titanyum (Ti) ve nikel-krom (Ni-Cr) gibi alternatif alaşımlar temelde ekonomik nedenlerle diş hekimliğinde kullanılmaktadır². Bu alaşımlar, altın alaşımlarına kıyasla daha ekonomiktirler. Sahip oldukları iyi mekanik özelliklere rağmen, Kobalt-Krom (Co-Cr) ve Nikel-Krom (Ni-Cr) alaşımlarının biyo-uyumlulukları ve korozyon dirençleri endişe verici konulardır ³.

Soy metal alaşımlara kıyasla daha ekonomik bir seçenek olarak görülen Ti alaşımların, çalışılabilirliği düşüktür ve pasif-oturma sağlanması amacıyla gerekli olan lehim işlemi için lazer-kaynak tekniğine ihtiyaç duyarlar. Lazer-kaynak tekniği pahalıdır, dental teknisyenlik hizmeti yaygın değildir ve çok üniteli üstyapılarda kullanımı zaman alıcı bir prosedür olabilir.

Altın alaşımlarının yüksek maliyetleri ve titanyum alaşımların pahalı ve ulaşılması zor olan lazer-kaynak lehim tekniği, implant üstyapı materyali olarak bu problemlerin karşılanmayacağı alaşımların kullanılması gereksinimini doğurmuştur ³.

Ni-Cr alaşımları, sahip oldukları mekanik direnç, hijyenik tasarımlara uygunlukları, özellikle ekonomik olmaları ve kolay ulaşılabilir teknisyenlik hizmeti gibi iyi özellikleri sayesinde diş hekimliğinde çok yaygın olarak kullanılmaktadırlar³.

Diş hekimliğinin ilgi alanı olan ağız ortamı, adeta korozyon olması için yaratılmıştır. Korozyon, çevrenin etkisiyle bir maddenin yüzeyinden başlayarak bozunması olarak tarif edilebilir⁵⁵. Galvanik korozyon ise, koroziv bir ortamın mevcudiyetinde elektrokimyasal olarak uyumsuz metaller direk temas halinde kullanıldıklarında oluşan daha az soy olan metal üzerindeki hızlanmış ataktır⁴.

İnsan tkrğ inorganik ve organik kaynaklı karmaşık ve değişken bir karışımdan oluřur⁵. Klor gibi agresif iyonlar, ortamdaki oksijen, çiğneme kuvvetleri, pH'daki değişkenlikler ve sıcaklık değişimleri korozyon için uygun bir ortam hazırlarlar. Yeterli korozyon direnci bulunmayan metallerin ağız ortamı içerisinde kullanılması, kabul edilemeyecek renklenmeler, yüzey pürüzlenmesi ve maddenin özelliklerinin olumsuz etkilenmesi gibi olayları meydana getirebilir. Bunun yanı sıra korozyon ürünleri biyolojik sistemi olumsuz etkileyebilir^{6,7}.

Diş hekimliğinde Co-Cr, Ni-Cr, Ni-Ti, altın alaşımları, platin alaşımları, paladyum alaşımları, titanyum veya amalgam gibi birçok çeşitli metaller kullanılmaktadır. Ağız içi restorasyonlarda kullanılan bu metal alaşımların bazıları řu ana kadar yapılmış çalışmalarda belirlendiği üzere, tükürük etkisi ile korozyona uęramaktadırlar⁸⁻¹⁷.

Günümüzde bir dental implant malzemesi olan titanyum ile protetik st yapı alaşımı olan Ni-Cr alaşımları arasındaki galvanik korozyon problemini ortaya koyan birçok rapor bulunmaktadır^{1,3,18-20}.

Elmas Benzeri Karbon (Diamond-like Carbon - DLC), elmas ve grafit gibi kristal yapılı karbonlarla yarışan bazı ilginç özelliklere sahip amorf bir karbon yapısıdır. Biyomedikal uygulamalar için kullanılan DLC kaplama, elektrik yalıtımı, yüzey pürüzsüzlüğü, düşük sürtünme direnci, yüksek aşınma direnci, yüksek sertliği, yüksek korozyon direnci, ve biyo-uyumluluğu gibi mükemmel özellikleri sayesinde son yıllarda araştırmacılar için cazip bir ilgi odağı olmuřtur²¹⁻²⁷.

DLC kaplamanın çok sayıdaki st düzey özelliği göz önünde bulunduğuğunda, DLC kaplamanın elektrokimyasal olarak uyumsuz metaller

arasında meydana gelen galvanik korozyon sorununa bir çözüm yaklaşımı olarak kullanımı incelenmelidir.

Bu çalışmada,

- 1) İmplant üstü protetik yapı materyali seçeneklerinden olan Ni-Cr alaşımı ve dental implantların üretiminde kullanılan titanyum metali arasındaki galvanik korozyon davranışı değerlendirilecektir.
- 2) Titanyum alt yapı üzerine uygulanan Elmas Benzeri Karbon (DLC) kaplanmanın Ni-Cr üst yapı ile Titanyum alt yapı arasındaki muhtemel galvanik korozyon davranışına etkisi incelenecektir.
- 3) İmplant altyapı üzerine uygulanan DLC kaplamanın üst ve alt yapı ara yüzeyinde ve protetik sistemin bütününde meydana getireceği etki elektron tarama mikroskobu (SEM) kullanılarak değerlendirilecektir.

Bu doğrultuda araştırmamızın hipotezi ise, “ Titanyum implant dayanağı üzerine uygulanan elmas benzeri karbon kaplama, implant üstyapı parçaları olarak kullanılan Ti ve Ni-Cr metalleri arasındaki muhtemel galvanik korozyonu engelleyecektir ve uygulanan kaplama protetik parçaların oturumunu bozmayacaktır.” şeklinde belirlenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant

Vücut içersine yerleştirilerek bir doku veya organın işlevini yerine getiren yapay cisimlere medikal bilimlerde “implant” adı verilir. Sözcük kökeni olarak “implant”, Latince “implantare”, bitki ekmek fiilinden türemiştir. Ağız içersinde diş kökü işlevini görmek üzere yerleştirilen yapay malzemelere de dental implant denilmektedir. Dental implant; sabit veya hareketli proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla mukoza ve/veya periost tabakasının altına ve/veya çene kemiğinin içine yerleştirilen, alloplastik materyalden yapılmış protetik bir gereçtir²⁸. Kullanılan diğer eşanlamlı isimleri, oral implant, kemik içi implant ve endosseöz implant sözcükleridir.

2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi ve Gelişimi

Tarihçesine bakıldığında, Mısır ve Maya uygarlıklarında bile kaybedilen dişlerin yerine yeşim taşı vs. gibi suni maddelerin çene kemiğine ekilerek tedavi edilmeye çalışıldığı arkeolojik bulgular ile desteklenmektedir. 1908 yılında ABD'de Greenfield ilk diş implantı patentini almıştır. Geçen yüzyılın ortalarına kadar birçok dişhekimi günümüzde kullanılan implantlara benzer uygulamalar yapmışlardır. Ancak bu yaklaşım ve çabaların hepsi deneye dayalı uygulamalar olarak kalmışlar ve vaka raporlarının ötesine gidememişlerdir²⁹. Oral implantolojideki bilimsel gelişmelerin başlangıcını Branemark ve Schroeder'in saf titanyum implantlar ile yaptıkları temel çalışmalar oluşturur³⁰⁻³⁴. Branemark 1955 yılında tavşan tibialarında revaskülarizasyonu vital mikroskopi ile inceleyen bir deney sırasında kemik ile titanyum arasındaki sıkı adaptasyonu tesadüfen fark ederek konuyu daha detaylı araştırmıştır. Branemark et al.³⁵ bu fenomeni "osseointegrasyon" olarak adlandırıp “yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas” olarak tanımlamışlardır. Aynı araştırmacılar daha sonra bu olguyu “canlı kemik dokusu ile yüklenme altındaki implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı” tanımı ile pekiştirmişlerdir³⁶. İsveçli araştırmacılar, 1965 yılından itibaren total dişsizlik vakalarının sabit protezler ile rehabilitasyonu amacıyla uyguladıkları tedavilerin sonuçlarını 1969 ve 1977 yıllarındaki iki yayın ile dişhekimliği literatürüne kazandırarak konunun bilimsel platforma oturmasında öncülük etmişlerdir. Başlangıçta total dişsizlik

vakalarının rehabilitasyonuna yönelik olarak ortaya çıkan osseointegre diş implantları, zaman içerisinde saptanan başarılı sonuçların ışığı altında endikasyon alanını genişleterek, tüm diş eksikliği biçimlerinin tedavisini kapsar hale gelmiştir. Günümüzde osseointegre implantların dişhekimliğinde kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Kemik içi oral implant uygulamalarının ana hedefi implantların osseointegrasyonu ve bunlardan destek alan implant-üstü protezler ile her türlü dişsizliğin rehabilitasyonudur. Herhangi bir kemik içi implantasyon prosedüründe, kemik ile implant arasında osseointegrasyon oluşması ve bunun korunması, canlı kemik dokusunun özelliklerine göre hassas bir cerrahi işlem ve uygun yükleme sağlandığında gerçekleştirilebilir. Yapılan araştırmalar implant kayıplarının büyük oranda operasyonu takip eden ilk yıl içerisinde olduğunu göstermektedir. Kayıpların erken dönemde ortaya çıkması, başarısızlığın daha ziyade cerrahi safhada yapılan hatalara veya uygun olmayan protetik koşullara bağlı olabileceğini düşündürmektedir. Ancak kesin olan cerrahi uygulama tekniğinin implant başarı veya başarısızlığını direkt olarak etkilediğidir ki bu da cerrahi safhanın implant uygulamalarındaki önemini ortaya koymaktadır. İmplantasyondan sonra, konak bölgede istenen kemik cevabı remodelasyondur. Kemik cevabındaki ilk aşama, başlangıçta implantı çevreleyen cansız dokuların telafisidir. Nekrotik implant korteksinin kemik onarımı; yeterli sayıda hücrenin varlığı, bu hücrelerin yeterli şekilde beslenmesi ve kemik onarımı için yeterli stimulusun bulunmasına bağlıdır.

Protetik yüklere maruz kalacak olan bir implantta, kemik ile temas alanının olabildiğince fazla olması, uzun dönemde başarıyı artırıcı bir faktördür. Temas alanını artırmanın yollarından birisi de, anatomik şartlar elverdiği ölçüde en uzun ve en geniş çaplı implantın seçilmesidir. İmplant uygulamalarının temel şartlarından bir diğeri, kemik içine yerleştirilen implantın her yönden kemik ile çevrenmesidir. Dolayısı ile çene kemiklerinin anatomik şartlarından olabildiğince yararlanmak, hem primer stabiliteyi, hem de fonksiyon sırasında okluzal kuvvetlere karşı direnci artırıcı bir unsur olarak karşımıza çıkmaktadır.

2.1.2. Dental İmplantlarda Kullanılan Materyaller

Dental implantların yapımında seramikler, polimerler, metaller gibi çok çeşitli maddeler kullanılmıştır³⁷.

İmplant uygulamalarında monokristal safir, alüminyum oksit ve Ti6Al4V alaşımların yanı sıra en çok kullanılan materyal saf titanyum olmuştur. Yüzey özelliklerine göre ele alındığında cilalı saf titanyum, titanyum plazma sprey veya hidroksiapatit kaplı implantlar karşımıza çıkmaktadır.

Al₂O₃, paslanmaz çelik vb. birçok materyal ile başlangıçta osseointegrasyonu elde etmek mümkündür³⁸. Önemli olan yüklenecek bu materyallerin fiziko-kimyasal yapısal özelliklerini devam ettirmeleridir. Örneğin paslanmaz çelik vücut sıvıları ile temas halinde olması durumunda korozivdir. Albrektsson et al.³⁹, ticari saf titanyumun (Cp Ti) bir kaç yüz angström kalınlığında proteoglikan bir tabaka ile çevrili olduğunu göstermiştir. Titanyum oksit yüzeyi implant için koruyucu bir tabakadır. Tantalum, niyobyum gibi metallerin de vücutta titanyum gibi kabul gördükleri bilinmektedir ancak bu alanda uzun döneme ait bilimsel verileri olan ve en iyi dökümante edilmiş metal, titanyumdur.

2.1.2.1. Titanyum

Dental implantların üretiminde genellikle ticari saf titanyum ve Ti6Al4Va alaşımı kullanılır. Oksijen içerikleri farklılık gösteren dört tip CpTi bulunur^{40,41} (Çizelge 2.1). En fazla oksijen içereni %0,4 ile CpTi tip 4 tür. İçerikte bulunan nitrojen, karbon, hidrojen ve demir oranları titanyum tipleri arası büyük farklar göstermez. Minör elementlerin oranlarındaki ufak değişiklikler alaşımların mekanik ve korozyon özelliklerini belirgin biçimde değiştirebilir⁴².

Çizelge 2.1: CpTi ve Ti alaşımlarının % ağırlık bileşenleri ⁴¹.

	N	C	H	Fe	O	Al	V	Ti
CpTi, Tip1	0,03	0,1	0,015	0,02	0,18	-	-	Denge
CpTi, Tip2	0,03	0,1	0,015	0,03	0,25	-	-	Denge
CpTi, Tip3	0,05	0,1	0,15	0,03	0,35	-	-	Denge
CpTi, Tip4	0,05	0,1	0,15	0,05	0,40	-	-	Denge
Ti6Al4V	0,05	0,08	0,012	0,25	0,13	5,5-6,5	3,5-4,5	Denge

Titanyum atom numarası 22 olan ve periyodik cetvelde 4.grupta yer alan bir metaldir. İlk olarak 1789'da W. Gregor tarafından tanımlanmıştır. Yer kabuğunun %0,6'sını oluşturan titanyum en yaygın bulunan onuncu elementtir ⁴³.

Brinell sertliği 100 kg/mm² ve yoğunluğu 4.507 g/cm³ tür. Yüksek dayanıklılığı ve düşük özgül ağırlığı ile uçak ve uzay endüstrisinde, optik alanda ve saat yapımında kullanılır ^{43,44}.

Titanyum, oda sıcaklığında hegzagonal α (alfa) evresi olarak isimlendirilen kristal bir yapıya sahiptir. 882.5°C'da bu evre başka bir kristal yapıya dönüşür ve merkezde toplanmış kübik yapı β (beta) evresi oluşur. Alfa ve beta evreleri artan ve azalan ısı değerleri ile yer değiştirebilir. Farklı metaller veya elementler eklenerek yüksek ısı evresi oda sıcaklığında sabitleştirilebilir ⁴⁵⁻⁵⁰.

Titanyum alaşımları α , β ve $(\alpha+\beta)$ alaşımları olarak ayrılabilir. Alfa evresini sabitleştiren elementler; alüminyum, zirkonyum, kalay, indiyum, galyum, bakır ve hafniyumdur. Beta evresini sabitleştirenler ise; vanadyum, molibden, niyobyum, tantalum, demir ve kromdur. Bununla birlikte, saf titanyum kristal yapısı içerdiği elementlerle çözülebilir. Bu elementler titanyumun mekanik özellikleri üzerinde önemli rol oynar. Ayrıca oksijen, azot ve hidrojen de iyonik kristal yapıyı etkiler ⁴⁵⁻⁵⁰.

Titanyum yaklaşık 1700 °C gibi bir erime noktasına sahiptir. Yüksek erime ısı ve kimyasal tepkimesi, titanyum ve titanyum alaşımların dökümünü ancak özel şartların yerine getirilmesi ile mümkün kılar. Titanyumun dökülebilirliğini kısıtlayan bir problem de, silika bağlı ve fosfat bağlı revetmanların içerisindeki elementler ile kimyasal reaksiyona girerek döküm yüzeyinde "α evresi" adı verilen oldukça sert ve kırılğan bir reaksiyon tabakası meydana getirmesidir ⁵¹⁻⁵³.

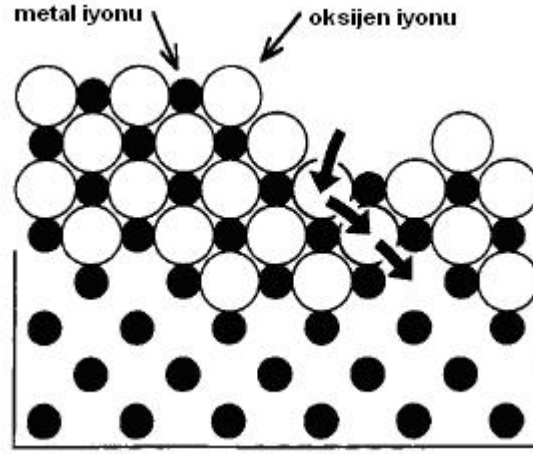
Yüksek sıcaklıklarda titanyum; hidrojen, oksijen ve nitrojen ile reaksiyona girer. Eğer iyi kontrol edilmemiş vakum ortamında döküm yapılır ise titanyumun yüzeyi oksijenden zengin, sert, 100 µm kalınlığına kadar çıkabilen alfa tabakası ile kontamine olur. Bu tabaka, dayanıklılığı ve çekilebilirliği olumsuz etkilerken çatlakların oluşmasına neden olur. Bu nedenle, santrifüj ve vakum basıncının birlikte kullanıldığı geliştirilmiş döküm teknikleri ile birlikte titanyum oksitten daha stabil oksit içeren özel revetman kullanılması gerekir. Bu amaçla içerisine magnezyum oksit, alüminyum oksit yada kalsiyum oksit eklenmiş fosfat bağlı revetmanlar kullanılır^{47,54-56}.

İstenmeyen bu kırılğan yüzey tabakasının uzaklaştırılması klinik uygulamada çok önemlidir. Bunun nedeni, bu tabakanın çekilebilirliği ve yorulma dayanımını düşürmesi, kron ve köprülerin marjinal adaptasyonunda bu pürüzlü tabakanın uyumsuzluk yaratması ve döküm yüzeyinin işlenmesini ve parlatılmasını zorlaştırmasıdır⁵⁷⁻⁵⁹. Ancak bu tabakanın yüzeyden uzaklaştırılması sahip olduğu yüksek sertlik nedeni ile oldukça güçtür^{60,61}.

Titanyumun işlenebilirliği, kimyasal reaktivitesi, nispeten düşük termal iletkenliği, yüksek sıcaklıklardaki yüksek dayanıklılığı ve düşük elastik modülü gibi içsel özellikleri nedeni ile zayıf olarak kabul edilir^{62,63}.

Titanyum reaktif bir metaldir. Hava ve sıvı elektrolitler içerisinde spontan olarak hızla yoğun bir oksit tabaka oluşturur (Şekil 2.1). Bu tabaka metalin çözünmesini önleyici bir bariyer olarak işlev görür⁶⁴.

Hava ile temas ettiğinde 1msn içinde oluşan 10Å kalınlığındaki stabil oksit tabakası titanyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar. Mükemmel biyolojik uyumu ve yüksek korozyon direnci nedeniyle medikal uygulamalarda; ortopedide sabitleştirici implant ve kalp-damar cerrahisinde kalp kapakçıkları olarak sıkça kullanılır⁴³⁻⁴⁹.



Şekil 2.1: Ti üzerinde oluşan metal oksit.

Titanyumun korozyon direncinin düştüğü durumlar da vardır. Örneğin düşük pH ve florür iyonlarının korozyon hızını artırdığı bulunmuştur⁶⁵.

Titanyum alaşımları geometrik yapılarında dar aralıklar bulunduğu durumlarda klorür, bromür, florür veya sülfat içeren çözeltiler içinde lokalize saldırıya maruz kalabilirler. Bu aralıklarda oluşan titanyum klorür dengesizdir ve hidrolize olup korozyon ürünleri olarak hidroklorik asit ve titanyum oksit/hidroksit oluşturmaya eğilimlidir. Bu aralıklardaki kısıtlı miktardaki çözelti nedeniyle, çok düşük pH değerleri ortaya çıkabilmektedir. Bu koşullar, alaşım direnci ve sıcaklığa bağlı olarak, çok hızlı ve aktif lokalize bir korozyon oluşması için uygun bir ortam hazırlar. Oksijen, klorür, demir ve bakır gibi çözülmüş ve oksidasyona yol açan iyonlar, açık titanyum yüzeylerinde genel korozyonu etkili biçimde inhibe etme eğiliminde olmalarına rağmen, aralık korozyonunu hızlandırırlar⁶⁶.

Dental implant üretiminde birçok materyal kullanılmasına rağmen yaklaşık son 30 yıldır en sık tercih edilen titanyum ve alaşımlarıdır. Bu materyalin tercih edilmesinin temel nedeni sahip olduğu biyokimyasal ve fiziksel özelliklerdir. Titanyumun oksit tabakasına proteoglikan ve glikozaminoglikan gibi doku ürünleri yapışır. Bunların üzerlerine de kollojen demetler tutunarak osseointegrasyon adımı başlatılmış olur.

Sonuç olarak; ticari saf titanyum mükemmel biyouyumluluğu, korozyon direnci, hafifliği gibi üst düzey özellikleri sebebiyle protetik restorasyonlarda artarak kullanılmaktadır. Döküm problemlerini çözmek için yoğun araştırmalar yapılmış ve döküm titanyum protezlerin kalitesi artırılmıştır^{67,68}. Ancak titanyumun dış

hekimliğinde kullanımının tamamen başarılı olarak değerlendirilmesi için halen aşılması gereken bazı engeller mevcuttur.

2.2. Dental İmplant Üstü Restorasyonlarda Kullanılan Metaller

2.2.1. Dental Metal ve Alaşımlarda Terminoloji

Soy Metal Alaşımları:

Bu terim kimyasal yapısı ve içeriği nedeniyle oral kavite içinde korozyona ve oksidasyona dirençli metaller için kullanılır. Bunlar; altın (Au) ve platin grubu metaller; paladyum (Pd), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyum (Rh) ve gümüşür (Ag). Ancak gümüş oral kavitede gösterdiği reaksiyondan dolayı soy metal kabul edilmez^{40,69-70}.

Soy Olmayan Metal Alaşımlar:

Okside olan metal alaşımlarını içerir. Bu terim kıymetsiz yada baz metal alaşımları terimleri yerine kullanılabilir^{69,70}.

Kıymetli Metal Alaşımları:

Soy metallerin hepsi kıymetli metaller olarak kabul edilir. Oysa bütün kıymetli metaller soy değildir. Bunların içinden altın, platin, paladyum ve gümüş dental alaşımlar içinde önemlidir. Bu yüzden dişhekimliğinde, kıymetli metal alaşımları terimi yerine soy metaller terimi kullanılır^{69,70}.

Kıymetsiz Metal Alaşımları:

Ticari değeri göreceli olarak düşük ve kolaylıkla bulunabilen metal veya alaşımlar için kullanılan bir terimdir. Baz metal ve alaşım terimi teknik olarak daha uygun olduğu halde bu terim yaygın kullanılır^{69,70}.

Baz Metal Alaşımları:

Soy olmayan veya değerli olmayan metaller ve alaşımlar için kullanılan bir terimdir^{40,69,70}.

2.2.2. Dental Alaşımlarının Sınıflandırılması

Dental alaşımların sınıflandırılmasında birçok yöntem mevcuttur. En sık kullanılanlar, 1984 yılında Amerikan Dişhekimliği Birliği (Council on Dental Materials, Instruments and Equipment of the American Dental Association) tarafından

hazırlanan ADA sınıflandırması ve bu sınıflandırmaya alternatif olarak yapılan Naylor sınıflandırmasıdır ^{69,70}. ADA sınıflandırması Çizelge 2.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.2: Dental metal alaşımların ADA sınıflandırması.

Sınıflandırma	İçerik
Yüksek oranda soy	Soy metal içeriği %60 (altın, platin, paladyum) ve altın \geq %40
Soy	Soy metal içeriği \geq %25 (altın, platin, paladyum)
Baz	Soy metal içeriği $<$ %25 (altın, platin, paladyum)

ADA sınıflandırmasının dezavantajı farklı kompozisyondaki alaşımların aynı grupta yer almasıdır. Naylor sınıflandırmasında içeriğine göre soy ve baz metal alaşımları olmak üzere iki ana grup ve bunların alt grupları vardır ⁶⁹. Sınıflandırmada metal içeriği ağırlıkça %0-33 arasında ise düşük, %34-66 ise orta, %67-100 arasında ise yüksek değerini almaktadır. Söz konusu bu ağırlıkça yüzdesel sınıflandırma sadece alaşım içerisindeki birincil elementler için uygulanmaktadır. Naylor sınıflandırması Çizelge 2.3’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.3: Dental metal alaşımların Naylor sınıflandırması.

Soy Metal Alaşımları	Altın-platin-paladyum		
	Altın-paladyum-gümüş	(Yüksek gümüş) (Düşük gümüş)	
	Altın-paladyum		
	Paladyum-gümüş		
	Yüksek paladyum	Yüksek paladyum-kobalt	
		Yüksek paladyum-bakır	
Yüksek paladyum-gümüş-altın			
Baz Metal Alaşımları	Nikel-krom	Berilyumlu	
		Berilyumsuz	
	Kobalt-krom		
	Diğer sistemler		

2.2.2.1. Soy Metal Alaşımları

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

İçeriğinde %75-88 altın, %11 paladyum, %8 platin ve eğer eklenmişse %5 gümüş bulunur. Baz metallerden indiyum, demir, kalay ve çinkoyu eser miktarda ihtiva eder. 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 ^{40,69,70}.

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 ^{40,69,70}.

Altın- Paladyum (Au- Pd) Alaşımları

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 dezavantajdır ⁶⁹⁻⁷¹.

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 olması ve gaz emilim riskidir ⁶⁹⁻⁷¹.

Yüksek Paladyum (Pd) Alaşımları

Yüksek paladyum alaşımları 3 grupta incelenebilir:

a. Paladyum-kobalt (Pd-Co)

En sık kullanılan yüksek paladyum 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, bu tabakanın seramiğin mavi renklenmesine neden olabilmesi, gaz absorpsiyon riskidir. Yüksek ısısal genişleme katsayısına sahip seramikle daha uyumludur. Uzun dönem klinik başarısı hakkında bilgi yetersizdir ⁶⁹⁻⁷¹.

b. Paladyum-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 bulunur. Ara yüzeyde koyu renkte ve kalın oksit tabakası oluşturması, yüksek sıcaklıklara dayanıklılığının yetersiz olması, kenar uyumunun ısısal akma yüzünden deformasyona uğrayarak kenar açıklığına neden olması gibi dezavantajlarından dolayı kullanımları çok kısıtlıdır ⁶⁹⁻⁷¹.

c. Paladyum-gümüş-altın (Pd-Ag-Au)

İçeriğinde %75-86 paladyum, %1-7 gümüş, %2-6 altın ve eser miktarda seramik bağlantısı için okside olabilen galyum ve indiyum bulunur. Maliyetleri altın alaşımlarına göre daha düşüktür. Düşük yoğunluk, yüksek sıcaklıklara dayanıklılığı ile akma direncinin daha yüksek olması, oksit tabakasının açık renkte olması gibi avantajlara sahiptir. Ancak diğer paladyum içeren alaşımlar gibi gaz absorpsiyon riski, yeni metal alaşımı olmasına bağlı olarak uzun dönem başarıları hakkındaki verilerin yetersiz olması gibi dezavantajları vardır ⁶⁹⁻⁷¹.

2.2.2.2. Baz Metal Alaşımları

Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları

Nikel-krom alaşımları berilyumlu ve berilyumsuz olarak iki ana gruba ayrılır. Berilyum dökülebilirliği arttırırken yüksek sıcaklıklarda kalın oksit tabakası oluşumunu engeller. Ancak berilyumun kanserojen etkisinden dolayı berilyumsuz nikel krom alaşımları kullanılmaktadır. İçeriğinde %62-77 nikel, %11-22 krom, demir, molibden, tantal ve bazen bor bulunur. Genel olarak nikel-krom alaşımların elastikiyet modülleri

altın alaşımlarının 2-2.5 katıdır. Bu özellikleri uzun köprülerde başarıyla kullanılmasına ve ince döküm yapılabilmesine olanak sağlar. Düşük maliyeti diğer bir önemli avantajdır. Dezavantajları ise kontrol edilemeyen oksit tabakası, nikelin toksik ve alerjik etkisi, yüksek sertliğinden dolayı laboratuvar işlemlerinin güçlüğüdür. Altın alaşımlarına göre diştten uzaklaştırılması daha zordur⁶⁹⁻⁷².

Ni-Cr alaşımları yoğun araştırmalara konu olmuştur ve elektrokimyasal korozyon analizleri korozyon özelliklerinin değerlendirilmesinde uygun bir metot olarak kendini ispat etmiştir⁷³.

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 edilmiştir⁷³. Ayrıca Mn, Mo gibi metallerin alaşım içerisine eklenmesi de korozyon direncini artırıcı girişimlerdir^{73,74}. Daha düşük seviyede krom içeren alaşımlar korozyon direnci için gerekli olan oksit filmini yeterli seviyede geliştiremeyebilirler^{73,75}. Espevik⁷⁶, korozyona uğramış nikel ve krom esaslı alaşımların yüzey yapılarını incelemiş ve krom oranının düşük olduğu durumlarda koroziv saldırının daha ciddi olduğunu gözlemlemiştir. Weber ve Fraker de yaptığı araştırmalarda, %80'in üzerinde nikel içeren nikel alaşımlarının başta aralık korozyonu olmak üzere tüm korozyon tiplerine ileri derecede hassas olduğunu belirtmişlerdir⁷⁷.

Nikel-krom alaşımların yapay tükürük, yapay ter ve dengelenmiş tuz gibi bazı fizyolojik solüsyonlarda korozyona uğradıklarını göstermek amacıyla elektrokimyasal korozyon teknikleri kullanılmışlardır⁷⁸⁻⁸². Ni-Cr alaşımların bazılarının özellikle çukur ve/veya aralık korozyonuna yatkın oldukları rapor edilmiştir⁷³.

Benatti et al.⁸, her ne kadar nikel-krom alaşımlarının in-vivo ve in-vitro testlerde çok az korozyona uğradığını belirtmişlerse de, krom-nikelin korozyona son derece hassas bir alaşım olduğu bilinmektedir^{83,84}.

Kedici et al.¹² çalışmalarında, krom, nikel ve molibden alaşımlarının korozyona oldukça dirençli olduğunu, ancak bileşimlerindeki ufak değişikliklerin korozyon direncini etkili biçimde değiştirebileceğini belirtmişlerdir.

Kobalt-Krom (Co-Cr) alaşımları

İçeriğinde %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^{42,43,46}.

2.3. Korozyon

Korozyon, katı bir materyal ile bulunduğu kimyasal ortam arasındaki etkileşim sonucu, materyal yüzeyinden madde kaybını, yapısal karakterindeki değişiklikleri ve yapısal bütünlüğünün bozulmasını ifade eden bir olaydır.

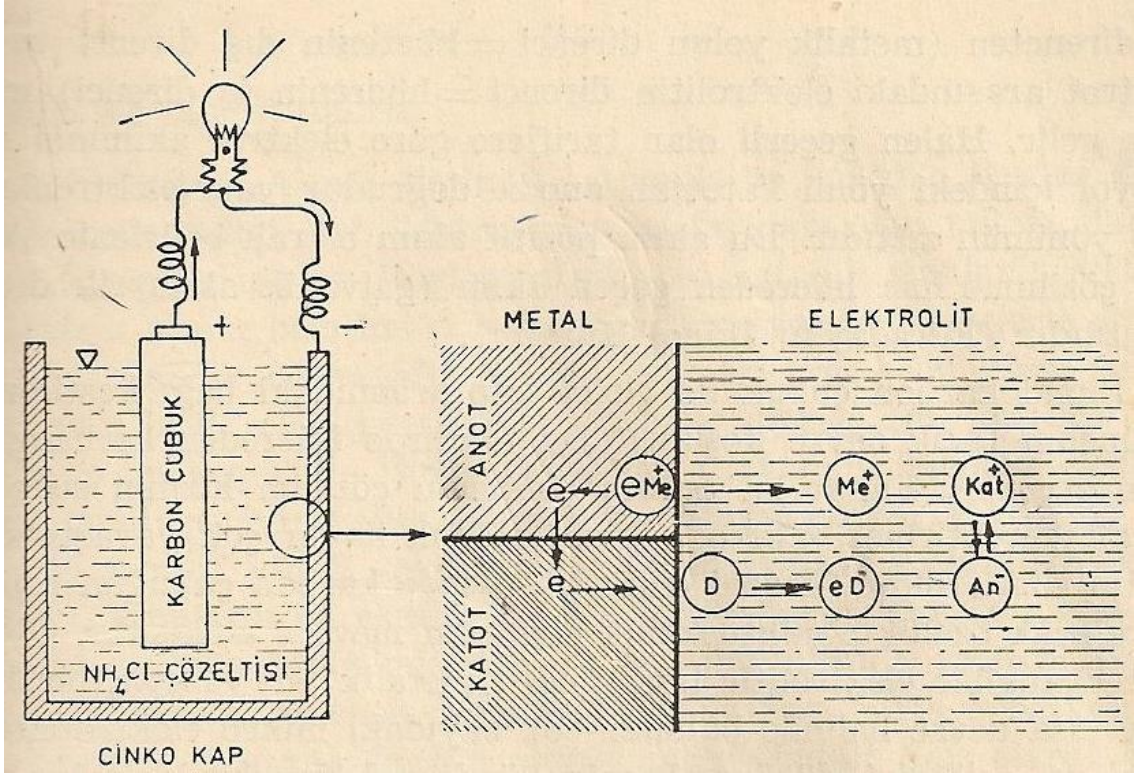
Metallerin hemen hepsi doğada bileşik halinde bulunurlar. Üretilen metal ve alaşımların ise tekrar kararlı durumları olan bileşik haline dönme eğilimleri yüksektir. Bu nedenle, metaller içinde buldukları ortamın elemanları ile reaksiyona girerek önce iyonik duruma, sonra da ortamdaki başka elementlerle birleşerek bileşik haline dönmeye çalıřırlar⁸⁵. Böylece, kimyasal değişime veya bozunuma uğrarlar. Sonuçta, metallerin fiziksel, kimyasal, mekanik ve elektriksel özelliklerinde istenmeyen bazı değişiklikler meydana gelir ve bu değişiklikler bazı zararlara yol açar. Genel anlamda, ortamın kimyasal ve elektrokimyasal etkilerinden dolayı metalik malzemelerde meydana gelen hasara korozyon denir⁸⁶. Korozyon, metalik malzemelerin içinde buldukları ortamla reaksiyona girmeleri sonucunda, dışarıdan enerji vermeye gerek olmadan, doğal olarak meydana gelir.

Korozyon bir yüzey olayıdır. Yani metal ile ortamın temas yeri olan ara yüzeyde oluşur. Metal ile elektrolitin temas etmediği bölgelerde meydana gelen değişiklikler korozyon olarak nitelendirilemez. Fakat metal - ortam ara yüzeyinde oluşan bazı korozyon ürünleri metalik bünyeye yayılarak metal - ortam ara yüzeyinden uzak bir bölgede tahribata örneğin kırılmaya neden olabilirler.

Sulu ortamlarda elektron verme (oksidasyon) ve elektron alma (redüksiyon) şeklinde meydana gelen reaksiyonlara "elektrokimyasal reaksiyonlar" denilir. Su içinde, atmosferde ve toprak altında meydana gelen bütün korozyon reaksiyonları elektrokimyasal reaksiyonlardır.

Oluşumunu sağlayan reaksiyonun türüne göre kimyasal ve elektrokimyasal korozyon olmak üzere iki tür korozyon olayından söz etmek gereklidir. Kimyasal korozyon veya kuru korozyon metal ve alaşımların gaz ortamlar içindeki oksitlenmesidir. Ancak çevremizi dolduran nemli havanın sebep olduğu korozyon olayı bu tarifi dışındadır. Metal ve alaşımların sulu ortamlar içinde bozunmaları ise elektrokimyasal korozyon veya ıslak korozyon olarak adlandırılır. Gerçekte her iki korozyon türünün de elektrokimyasal mekanizma ile oluştuğu bilinmektedir. Ancak temeldeki farksızlığa karşın kimyasal ve elektrokimyasal korozyon ayrımı yerleşmiş bulunmaktadır. Elektrokimyasal olayda bir elektrolite ek olarak anot ve katot adı verilen iki elektrot rol oynar. Elektrolit iyonik iletkenliğe sahiptir. Katot elektrokimyasal anlamda daha soy olan metaldir. Elektrokimyasal korozyon olayında gerçekleşen olay elektrik yükü ayrımı ile oluşan anyon (X^-) ve katyonların (M^+) reaksiyonudur ($X^- + M^+ = MX$) ve ortaya çıkan sonuç (MX) korozyon ürünüdür.

Korozyon olayını elektrik enerjisi üretiminde kullanılan pil modeli ile tarif etmek kısıklık ve açıklık sağlar ⁸⁷. Şekil 2.2'de görülen kuru pil elektrik yüklü parçacıkların, yani iyonların hareketine izin veren bir elektrolit olan NH_4Cl çözeltisi ve iletken iki elektrottan yani C çubuk ve Zn kaptan meydana gelir. Her iki elektrot elektrolitle temas halindedir. Karbon çubuk ve çinko kap iletken bir tel ile bağlanınca pil elektrik enerjisi üretir. Buraya kadar kısaca tariflenmiş olan pil düzeni içinde gerçekleşen olay kimyasal enerjinin elektrik enerjisine dönüşümüdür. Çinko-elektrolit ara yüzeyinde meydana gelen olay kimyasal oksitlenme ya da yükseltgenme olarak nitelenir. Yani çinko çözünür ve sulandırılmış çinko iyonları olarak çözeltiliye karışır. Buna karşın karbon-elektrolit ara yüzeyinde meydana gelen olay kimyasal indirgenmedir. Bu iki olayın toplamı pil içerisinde gerçekleşen tüm kimyasal değişimdir.



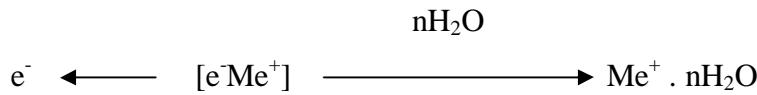
Şekil 2.2: Kuru pil

Yukarıdaki tarife uyan her düzen galvanik hücre olarak adlandırılır. Yüzeyinde kimyasal indirgenmenin olduğu elektrot, katot ve kimyasal oksitlenme yoluyla çözünen elektrot ise anot olarak tanımlanır. Galvanik hücrede, yani iki metal iletken elektrolit içerisinde temas halinde olduklarında, söz konusu bimetallik çiftte daha elektronegatif olan metal anodik davranış sergiler ve korozyona maruz kalır. Daha elektropozitif olan metal ise katodik karakterdedir⁸⁸. Aroma ve Klarin'e göre galvanik çiftteki elektron akışı daha aktif olan ve daha soy olan metallerin polarize olmalarına ve potansiyellerinin birbirlerine yaklaşmasına sebep olur⁸⁹. Anodik olay esnasında üretilen elektronlar metalik yolu izleyerek katot-elektrolit ara yüzeyine ulaşırlar. Bu elektronlar katodik olayda harcanarak kaybolurlar. Elektrot olayları elektrokimyasal olaylardır. Elektrik akımının metal içindeki taşıyıcıları elektronlar, elektrolit içerisindeki taşıyıcıları ise iyonlardır. Elektrik akımının metal yol içindeki yönü katottan anoda doğrudur yani elektronların akış yönüne zıttır. Bu akım pozitif akım olarak belirlenir. Anodun çözünme hızı hücreden geçen akım ile doğru orantılıdır.

Şimdi karbon çubuk ile çinko kap arasındaki bağı kestiğimizi düşünelim. Bu takdirde devreden herhangi bir akım geçmez. Fakat bu durum çinkonun çözünme hızının sıfır olmasını gerektirmez. Çinko kaptaki kütleli kayıp çok az da olsa devam eder. Bunun sebebi çinko yüzeyinde karbon çubuğun rolünü devralacak özellikte mikroskobik alanların mevcut olmasıdır. O halde herhangi bir elektrolitle temas eden metalik bir yüzeyin birbirleriyle kısa devre halinde bulunan çok sayıdaki mikro elektrottan meydana geldiğini düşünmek mümkündür. Diğer bir deyişle açık devre koşulu altında meydana gelen çinko çözünmesi bu mikro anot ve katottan kurulu galvanik korozyon hücrelerinin faaliyetlerinden ileri gelmektedir.

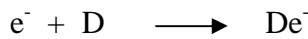
Korozyonun elektrokimyasal mekanizmasını adım adım tanımlamak gerekirse, tüm faaliyet üç ayrı olaydan meydana gelmektedir;

Anodik olay: Metal atomlarının negatif yük kaybederek iyonlaşmaları ve pozitif yüklü metal iyonlarının da su molekülleri ile birleşerek elektrolite karışmalarıdır. Anodik olay aşağıdaki genel formül ile ifade edilir.



Daha öncede belirtildiği gibi anodik olay elektron üretir. Bu elektronların belli bir doğrultuya iletilerek uzaklaştırılmaları mümkün değilse veya bu işlem yeterli hızda gerçekleşmez ise anodik olayın tamamen durması veya hızından kaybetmesi gerekir.

Katodik olay: Katodik olayın görevi anodik olayla üretilen elektronları harcamaktır. Katodik olayın oluşabilmesi için elektron yüklenebilen yani indirgenen iyon veya moleküllere ihtiyaç vardır. Bu özellikteki iyon ve molekülleri D simgesi ile göstererek katodik olayı:



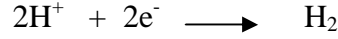
formülü ile tarif edebiliriz.

Katotta gerçekleşen söz konusu elektron harcanma olayı için birçok ihtimal vardır ve genellikle ortamın şartlarına bağlıdır⁸⁹. Bu ihtimallerin başlıcaları;

1. Katot bölgelerindeki elektrolit içindeki metal iyonları elektron alarak indirgenebilirler.



2. Elektrolitte bulunan hidrojen iyonları hidrojen gazına dönüşebilir.



3. Elektrolit içerisinde çözülmüş halde bulunan havanın oksijeni hidroksil iyonlarına indirgenebilir. Bu olay korozyondaki en önemli katodik tepkimedir.



Bu olaylara redüksiyon reaksiyonları denir. Elektrolit bu durumda katotta ihtiyaç duyulan iyonları getirmeye ve anottaki korozyon ürünlerini uzaklaştırmaya yarar. Bu basit elektrokimyasal hücre prensibi aslında bir pildir⁹⁰.

Elektrik akımı iletimi: Anodik ve katodik olaylar daha önce de belirtildiği gibi elektrokimyasal farkları olan mikro alanlar üzerinde yoğunlaşırlar. Böylece anodik ve katodik alanlar arasındaki elektrik akımı bazı hallerde ihmal edilemeyecek dirençler ile engellenebilir. Elektrolit içindeki elektrik akımı iyonların hareketini gerektirir, pozitif yüklü katyonlar katoda ve negatif yüklü anyonlar ise anoda yönelirler. İyonların hareketini engelleyici en önemli faktör metal yüzeyini kaplayan tabakalardır.

Galvanik korozyon oldukça karmaşık bir olaydır. Başlıca altı temel faktör metallerin galvanik korozyonuna etki eder⁹¹.

1. Metallerin elektrokimyasal potansiyelleri
2. Polarizasyon
3. Elektrot yüzey alanları
4. Direnç ve galvanik akım
5. Elektrolit ortam
6. Ortamın havalandırması, difüzyonu ve agresifliği

Galvanik korozyon hücrelerinin faaliyeti metal yüzeylerin elektrokimyasal salınımlarına dayanır. Bu salınımları doğurucu etkenleri iç ve dış etkenler olarak incelemekte fayda olabilir. İç etkenler çözünen metalin cinsi ve iç yapısı ile ilişkili olanlardır. Örneğin çok kristalli malzemelerde tane sınırlarının elektrokimyasal tutumu tane içlerinin tutumundan farklıdır. Gerek kimyasal, gerekse yapı yönünden tane içlerinden hayli farklı olan tane sınırları daha yüksek enerji seviyesine sahiptirler. Bu nedenle tane sınırları ile tane içleri arasında kurulabilecek galvanik korozyon hücresinde tane sınırları anodik tutum kazanarak çözünürler.

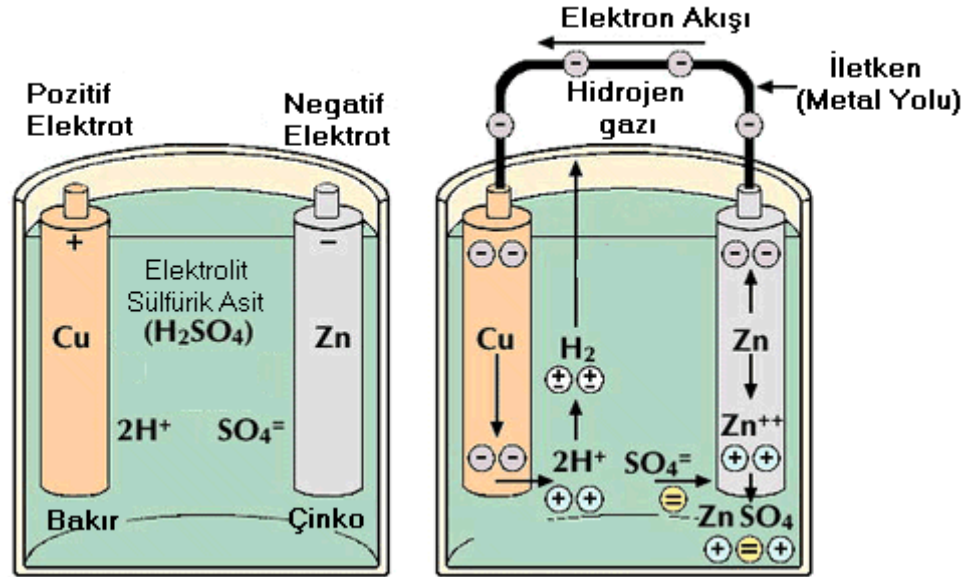
Dış etkenler çevre veya ortamla ilgili olanlardır. Örneğin, metal yüzeyini yer yer örten korozyon ürünleri havalandırma durumu açısından birbirinden farklı alanlar doğurarak farklı elektrokimyasal tutumlar için gerekli koşulları hazırlarlar. Çoğu zaman engelleyemediğimiz konsantrasyon ve sıcaklık farkları bu tür etkenler arasındadır.

Korozyonun meydana gelebilmesi için, korozyon hücresi çevriminin kesintisiz çalışması gerekir. Yani anotdaki kimyasal değişim sonucunda meydana gelen metal iyonlarının çözeltilere geçmesi sırasında açığa çıkan elektronlar, elektronik iletken vasıtasıyla katoda taşınırlar. Akım, birim zamanda hareket eden elektronların bir ölçüsü olduğu için aynı zamanda anotta meydana gelen kimyasal değişimin de miktarını gösterir. Katot yüzeyinde harcanan elektronlar, oksijenin (O_2) hidroksil (OH^-) iyonu haline dönüşmesine neden olur. İyonların sulu çözelti içerisindeki hareketi sayesinde anot ile katot arasında elektrik akımı meydana gelir. Pozitif yüklü iyonlar katoda, negatif yüklü iyonlar da anoda giderler. Böylece, hücre çevrimi tamamlanmış olur⁹². Korozyon hücresinden geçen söz konusu akıma "korozyon akımı" denir. Korozyon hücresinde anot reaksiyonu hızı, yani korozyon hızı ile katot reaksiyonunun hızı birbirine eşittir. Sulu ortamda indirgenecek, yani elektron harcayacak madde yoksa korozyon da meydana gelmez. Çünkü anotta açığa çıkan elektronlar harcanamaz. Başka bir deyişle; katodik olay yoksa anodik reaksiyon yani korozyon da olmaz. Ayrıca; anot ile katot bölgeleri arasında elektronik bağın olmaması, yani elektronların taşınmaması, anot ile çözelti veya katot ile çözelti arasındaki temasın engellenmesi veya sistemde sulu iletkenin bulunmaması durumlarında da korozyon meydana gelmez.

Korozyona neden olan en önemli katodik etken, sulu ortamda çözülmüş oksijen gazının redüksiyonudur. Bunu hidrojen iyonunun redüksiyonu izler. Asit ortamlarındaki hidrojen iyonu oranı, çözülmüş oksijen iyonu oranından çok daha fazladır. Bu nedenle asidik çözeltilerdeki hidrojen iyonu redüksiyonu önemli bir katodik olaydır. Ayrıca, sulu çözeltilerde redüklenebilen diğer iyonlar da katodik reaksiyona neden olabilirler.

Elektrokimyasal korozyonun olabilmesi için bazı şartların sağlanması gereklidir. Öncelikle metallere temas eden nemin olması, metallerin elektrokimyasal potansiyelleri arasında fark olması, oluşan akımın devreyi tamamlaması gerekir. Kısaca bir elektrokimyasal korozyon hücresinde dört eleman bulunur. Bu elemanlar anot, katot, metal yolu ve elektrolittir. Bu elemanların biri olmaz ise, korozyon oluşmaz.

Korozyon hücresine bir diğer örnek olarak Şekil 2.3'deki bakır-çinko Volta pili verilebilir. İki metal, elektrolite daldırıldığında, çözültide çözünme kabiliyetini yönlendiren elektrik potansiyeline sahip olurlar. Metaller çözültide çözüldüğünde, metal atomları yüzeyde bir veya daha fazla elektron bırakarak pozitif yüklü iyon şeklinde metalden ayrılırlar. Yüzeyde bırakılan elektronlar, metal yoluyla (iletken vasıtasıyla) katoda erişir. Korozyon anotta olur, anodik metal elektrolitte çözünür. Anoda göre daha az aktif olan ve korozyona uğramayan elektron katottur. Elektronların anottan katoda taşındığı yola “Metal Yolu” denir. Korozyon hücresinde elektrolit bulunmaz ise metal çözünemediğinden iyon anodik metali terk etmez ve korozyon oluşmaz.

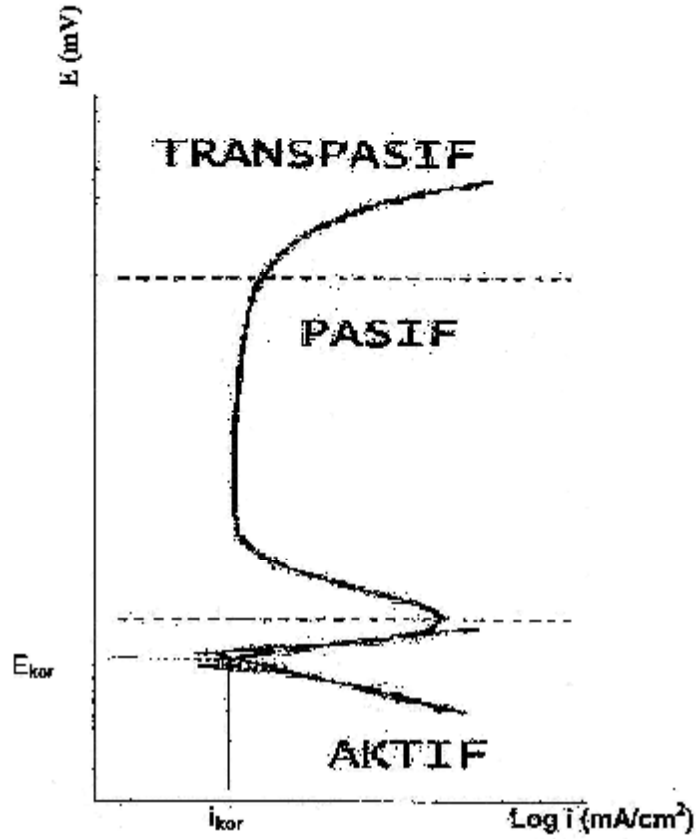


Şekil 2.3: Volta Pili'nin Çalışması ve Basit Korozyon Reaksiyon Şeması

Galvanik hücrede daha soy olan metalin potansiyeli kolaylıkla değişiyor ise daha aktif olan metalin potansiyel değişimi sınırlı olacak, galvanik korozyon daha az gözlenecektir. Eğer daha soy olan metalin potansiyeli kolayca değişmiyor ise, daha aktif olan metalin potansiyeli önemli ölçüde değişim gösterecek ve galvanik korozyon artacaktır ⁸⁹.

Metaller çözelti içinde genellikle iki tür davranış sergilerler:

- 1) Tip 1: Korozyon veya anodik akım potansiyelle birlikte monotonik olarak artar. Diğer bir deyişle, korozyon potansiyeli artışı, korozyon hızını da artırır.
- 2) Tip 2: Anodik akım başlangıçta potansiyelle birlikte yükselerek aktif davranış sergiler, sonra küçük sabit bir değere kadar düşerek pasif davranışlıdır ve son olarak tekrar yükselip transpasif davranış sergiler (Şekil 2.4).



Şekil 2.4: Metalin çözelti içindeki tip 2 davranış şekli

Bir alaşım bir çözeltide tip 1 davranış gösterirken, başka bir çözeltide tip 2 davranış sergileyebilmektedir. Bir metalin bir ortamdaki potansiyeli metal-çözelti ara yüzeyindeki redüksiyon-oksidasyon olaylarının dengesinden etkilenir.

2.3.1. Korozyon Çeşitleri

Değişik ortamlarda oluşan korozyon olayları birbirlerinden oldukça farklılık arz etmektedir. Pratik olarak birbirinden ayırt edilebilen korozyon türleri aşağıda verilmiştir

2.3.1.1. Üniform Korozyon

Metal yüzeyinin her noktasında aynı hızla ilerleyen korozyon çeşididir. Normal olarak korozyon olayının bu şekilde yürümesi beklenir. Üniform korozyon sonucu metal kalınlığı her noktada aynı derecede inceler. En yaygın korozyon türü olarak, homojen dağılımlı korozyonun yol açtığı metal kaybı diğer korozyon türlerine oranla yüksektir. Buna karşın en az korkulan korozyon türü olduğunu da belirtmek gerekir. Çünkü homojen dağılımlı korozyonun hızı basit laboratuvar deneyleri ile saptanabilir. Böylece saldırgan ortamlara terk edilen parça ve yapıların ömrüne ilişkin tutarlı tahminlere ulaşmak mümkün olur. Üniform korozyon için, koroziv ortam yüzeyin tümüne aynı şekilde temas etmeli ve metalin kendisi metalürjik olarak uniform olmalıdır.

2.3.1.2. Çukurcuk Korozyonu

Metal yüzeyinin bazı noktalarında çukur oluşturarak meydana gelen korozyon türüdür. Bu tip korozyon olayında anot ve katot bölgeleri birbirinden kesin şekilde ayrılmıştır. Anot, yüzeyin herhangi bir noktasında açılan çukurun içindeki dar bir bölge, katot ise çukurun çevresindeki çok geniş bir alandır⁴. Korozyon sonucu çukur gittikçe büyüyerek metalin o noktadan kısa sürede delinmesine neden olur. Bu nedenle çukur tipi korozyon çok tehlikeli bir korozyon türü olarak kabul edilir. Toplam metal kaybı homojen dağılımlı korozyonun aksine çok küçüktür. Ancak parçalar kısa zamanda delinerek kullanılmaz hale gelirler. Ayrıca, çukurcuk diplerinde oluşan mekanik gerilim yoğunlaşması, dayanıklılık kaybı yanında korozyonlu yorulma ve gerilimli korozyon olarak bilinen çatlama olaylarını başlatabilir. Bozucu etkisi, yaygınlığı ve kontrolündeki güçlükler nedeni ile çukurcuk korozyonu en korkulan korozyon türlerinin başında gelir. Çukurcuk korozyonu genellikle klor ve brom iyonları içeren nötr ortamlarda oluşur. Çukurcuk korozyonu, demir, nikel ya da krom gibi ince bir oksit tabakası ile korunan metallerde, özellikle ortamda klorür varlığında film tabakasının yerel olarak bozunduğu ve altındaki metalde çukurcuklar şeklinde hızlı bir çözünmenin olması ile

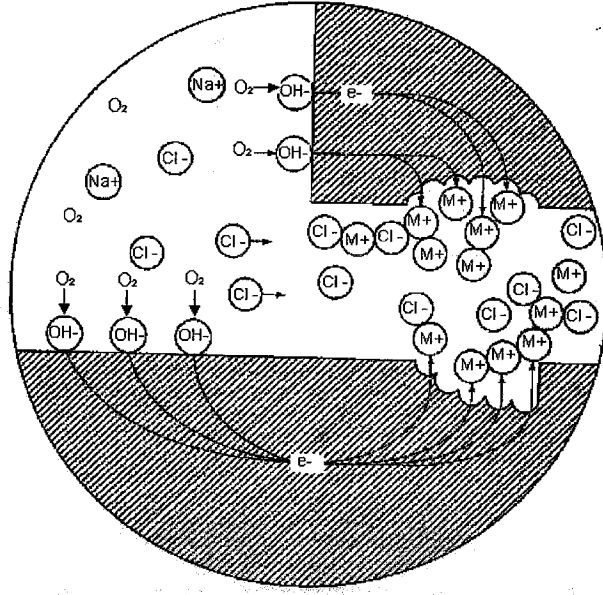
karakterizedir⁹³. Metalin korozyon direnci, içinde bulunduğu ortamda metalin yüzeyinde oluşabilen oksit tabakasının devamlılığına ve koruyuculuğuna bağlıdır. Oksitleyici, yani indirgenebilen metal iyonlarının klorürlerini içeren ortamlar çukurcuk korozyonu yönünden en tehlikeli olanlardır. Bu ortamlarda katodik olay, klorürlerden kaynaklanan metal iyonlarının indirgenmesidir. Oksijene gerek olmadığı gibi, oksijen miktarının çukurcuk korozyonuna etkisi ihmal edilebilir düzeydedir.

Genellikle bu tip korozyon, üzerinde doğal biçimde ince oksit film tabakası oluşan bazı metaller üzerinde gelişir. Klorür iyonlarının ortamda var olduğu durumlarda film lokal olarak bozunur ve alttaki metal tabakasında çukurcuklar meydana getiren hızlı bir çözünme oluşur.

2.3.1.3. Aralık Korozyonu

Aralık korozyonu, dar aralıklarda oluşan bir korozyon türüdür. Bu tür dar aralıklar, içerisinde durgun çözelti bulduran yerlerdir. Bu bölgelere oksijen difüzyonu zordur. Aralık korozyonunun oluşabilmesi için aralığın, sıvının içerisine girebileceği kadar geniş, ancak durgun bir bölge oluşturabilmesi için de yeterince dar olması gerekir. Bu mesafe milimetrenin onda biri veya daha küçük boşluklar kadardır. Aralık genişledikçe korozyon etkinliğini kaybeder ve genişliğin birkaç milimetre olduğu durumlarda korozyon nadiren görülür. Aralığı oluşturan malzemelerin ikisinin de metal olması gerekmez. Oksijenin az bulunduğu bölge anot, çok bulunduğu bölge ise katot olarak davranarak korozyon meydana getirir⁹⁴(Şekil 2.5).

Metalin bulunduğu ortamda pH düşmesi ve klorür iyon konsantrasyonunun artması aralık korozyonunun başlangıcı ve ilerlemesi açısından en önemli iki faktördür. Ortamın asitliği zamanla arttıkça metalin pasif tabakası çözünür ve lokal korozyon süreci hızlanır⁹³.



Şekil 2.5: Aralık korozyonu

2.3.1.4. Sürtünme ve Erozyon Korozyonu

Sürtünme korozyonunda özellikle mekanik aşınma ile kopan yüzey parçacıkları korozyona uğrayarak uyum pası diye adlandırılan korozyonun yarattığı maddeleri oluştururlar. Erozyon ve kaviteasyonda ise metal yüzeyindeki koruyucu tabaka bozularak korozyon hasarı ortaya çıkar.

Koroziv sıvının hareketleri fiziksel olarak koruyucu film tabakasını metal yüzeyinden aşındırarak, alttaki metal yüzeyinin açığa çıkmasını sağlar bu şekilde korozyon ivme kazanır^{95,96}.

2.3.1.5. Taneler Arası Korozyon

Korozyon olayının malzemenin tane sınırları yakınında yoğunlaşması sonucu ortaya çıkan bozunma türüdür. Tane sınırları korozyonu özellikle ostenitik dokulu krom-nikel çeliklerinde ve alüminyum-bakır alaşımlarında görülür. Taneler bütünlük ve şekillerini korurlarken, taneler arası bağ bozunmaya uğrar. Burada tane sınırlarının yüksek enerjisi veya farklı içerikleri nedeniyle tane sınırı çökeltilerinin veya tane sınırlarının çözünmesi söz konusudur. Bunun sonucu olarak metallere özgü bazı tutumlarda önemli değişiklikler beklemek gerekir. Bunlardan en önemlisi korozyonun etken olduğu bölgelerde mekanik dayanımın sıfıra indirgenmesidir.

2.3.1.6. Gerilme Korozyonu

Gerilme korozyonu elektrolit içinde bulunan ve bir çatlak başlangıcı taşıyan parça üzerine çekme gerilmelerinin etkimesi ile ortaya çıkar. Bozunma parça yüzeyinde mevcut çatlaklar veya gerilim yoğunlaşmasına olanak sağlayan diğer geometrik düzensizliklerle başlar. Çatlaklar mekanik gerilmelerin büyüklüğü ve çevresel koşulların etkinliğine bağlı olarak belirli hızlarla malzeme içine doğru yürürler. Parça kesitinin mevcut yükleri taşıyamayacak ölçüde daralması sonucu ani kopmalar meydana gelir. Gerilimli korozyonun en önemli özelliği kimyasal ve mekanik etkilerin birbirlerini destekler nitelikte gelişmeleridir⁸⁸. Gerilme nedeniyle oluşan mekanik kuvvet korozyon yavaşlatıcı oksit vb. tabakanın sürekliliğini bozar. Bu gibi hallerde koruyucu tabakanın yenilenmesi olaya özgü elektrolit tarafından engellenir. Sonuçta meydana gelen anodik çözünme ve çatlak büyümesi hızlanarak, parçanın kısa zamanda kırılmasına yol açar. Gerilme korozyonu her türlü malzemede görülebilir, ancak paslanmaz çelik gibi korozyona dayanıklı malzemeler koruyucu tabakanın hasar görmesi ile özellikle duyarlı hale geçebilirler.

2.3.1.7. Mikrobiyal Korozyon

Bakteriler, şekerlerin glikolizi sırasında organik asitlerin açığa çıkmasına sebep oldukları ortamın pH'sını düşürürler. Düşük pH korozyon için aerobik bakteriler tarafından arzu edilen bir ortam yaratır. Biyofilm oluşumuna bağlı olarak, biyofilmin altındaki metal yüzeyi farklı oranda oksijen miktarına maruz kalabilir. Bu durumda daha az havalandırılan bölge anot karakterli davranış sergileyerek korozyona uğrar ve tükürük içerisinde metal iyonlarının salınımı meydana gelmiş olur. Bu metal iyonları bakterilerin son ürünleri ve klorür iyonu ile birleşerek MnCl, FeCl, benzeri daha koroziv ürünlerin açığa çıkmasına sebep olarak korozyonun ilerlemesine etkiye bulunur⁹⁷.

Mikrobiyal korozyon, bakterilerin asidik atık ürünlerinin metal yüzeylerini korozyona uğratması ile gerçekleşir. Mikrobiyal korozyonun insidansı ve yoğunluğu yüzeyin mümkün olduğunca temiz tutulması ve antibiyotik ajanların kullanımı ile düşürülebilir.

Chang et al.⁹⁸, diş hekimliğinde kullanılan metalik malzemelerin Streptococcus mutans bakterilerinin varlığında korozyon davranışlarında artış olduğunu rapor etmiştir.

2.3.1.8. Galvanik Korozyon

Birbiriyle temas halinde olan farklı türden metal ve alaşımların aynı ortama terk edilmesi halinde karşılaştığımız korozyon olayıdır. Bu tür galvanik eşlemeler çoğunlukla arzumuz dışında ve bir tasarım veya imalat gereksinimi olarak karşımıza çıkarlar. Galvanik korozyona meydan vermemek ve iki farklı metal arasında elektron transferini önlemek için ipek bant, amyant, macun veya diğer benzeri ayırıcılar gibi izolasyon malzemeleri kullanılabilir. Metallerden daha soy olanı katot, daha aktif olanı ise anot olur. Böylece bir korozyon hücresi meydana gelir. Bu hücrede yalnız anot olan metal korozyona uğrar.

İki veya daha çok sayıda uyumsuz metal hatta farklı muamelelere maruz bırakılan aynı metalin farklı kısımları ağız içi sıvılara maruz halde iken temas ettiklerinde, korozyon potansiyelleri arasındaki fark metaller arasında bir elektrik akımının oluşmasına neden olur. Bu metallerin, yüzey alanları arasındaki fark da galvanik korozyon üzerinde ciddi etkilere sahip olduğundan oldukça önemlidir⁸⁸. İstenmeyen yüzey alan oranı yani büyük katoda karşın küçük anot bulunması anodik metalin daha fazla korozyona uğramasına neden olur.

Farklı açık devre potansiyellerine sahip metaller elektriksel olarak temasa getirildiklerinde bu metaller arasında bir akımın meydana gelmesi muhtemeldir⁹⁰. Her metal koroziv bir elektrolite batırıldığında kendine has bir korozyon potansiyeline (E_{kor}) sahiptir⁹⁹. Böylece birbirine benzemeyen metaller, sıvı bir ortamda temas ettiklerinde, korozyon potansiyelleri arasındaki fark, daha aktif yani anodik E_{kor} değerine sahip metalin oksidasyona maruz kaldığı ve katodik karakterli diğer metalin redüsiyona maruz kaldığı agresif karakterli bir korozyon olayına sebep olur^{98,99}.

Ağız içerisinde fonksiyonel veya antagonist temasta bulunan farklı metalik restorasyonlar veya lehimlenmiş metal yapıları da galvanik korozyona maruz kalabilirler¹⁰⁰. Metallerden biri korozyona uğrarken, daha katodik karakterli olan metal hasarsız olarak kalır.

Galvanik seri, her biri, alaşımların veya saf metallerin korozyona uğrayan yüzeylerindeki iki ya da daha fazla yarım hücre reaksiyonunun ortak karma potansiyele (E_{kor}) polarizasyonu ile oluşturulan korozyon potansiyellerinin bir listesidir⁸⁸. Galvanik serideki potansiyeller, doymuş kalomel elektrot (SCE) veya gümüş/gümüş klorür (Ag/AgCl) gibi ikincil referans elektrotlar baz alınarak ölçümlendirilirler. Galvanik seri

galvanik korozyona uğramaya meyil konusunda fikir verir ancak galvanik atağın oranı açısından bilgi vermez. Havalandırılmış deniz suyu ortamı için meydana getirilmiş olan galvanik seri bazen diğer ortamlardaki korozyon karakterinin tahmini için kullanılabilir. Ancak elektrolit içeriğindeki değişiklikler ve sıcaklık değişimleri metallerin potansiyellerin galvanik serideki yerlerinin önemli ölçüde etkileyebilir. Sonuç olarak, galvanik seri metallerin ilgili ortamlardaki galvanik korozyon davranışlarına dair kalitatif tahminler yapılmasına olanak sağlar, kantitatif öngörülerin yapılması imkansızdır ⁹⁹. Çizelge 2.4'deki galvanik serideki materyaller yukardan aşağıya daha katodikten daha anodiğe doğru sıralanmışlardır.

Çizelge 2.4: Deniz suyu için galvanik seri⁸⁴.

Metal ya da Alaşım	SCE elektrota karşın potansiyel ölçümü
Grafit	0.2 ile 0.3
Platinyum	0.1 ile 0.2
Titanium	-0.1 ile 0.1
Ni-Cr- Mo Alaşımı	-0.1 ile 0.1
Ni-Fe-Cr Alaşımı	-0.1 ile 0.1
Paslanmaz çelik tip 316,317	-0.15 ile -0.1
Ni-Cu alaşımı	-0.18 ile -0.1
Paslanmaz çelik tip 302,304,321	-0.15 ile -0.1
Gümüş	-0.18 ile -0.15
Nikel	-0.2 ile -0.14
Gümüş Bronz Alaşımı	-0.2 ile -0.14
Ni-Cr Alaşımı	-0.18 ile -0.16
Nikel Aliminyum Bronz Alaşımı	-0.21 ile -0.18
Cu-Ni Alaşımı	-0.22 ile -0.19
Kurşun	-0.23 ile -0.19
Paslanmaz çelik tip 430	-0.25 to -0.2
Kadmiyum	-0.7
Aliminyum	-0.7 ile -1.0
Çinko	-1,0
Magnezyum	-1.6 ile -1.7

Bir çift alaşımın galvanik serideki potansiyel farkları, onların arasındaki galvanik korozyonu ortaya çıkaran etkidir. Galvanik çift boyunca görülen galvanik akım (i_{galv}) anottaki çözünmenin bu nedenle de galvanik atağın bir ölçütüdür. Galvanik akımın anodik yüzey alanına bölünmesiyle, korozyonla ve çözünme hızı ile orantılı olan akım yoğunluğu elde edilir⁹⁹.

2.3.1.8.1. Galvanik Korozyondan Korunma

Belli bir ortam içinde bulunan bir metalik yapının korozyonunu önlemek veya korozyon hızını azaltmak üzere alınacak önlemler çok çeşitlidir. Bunları aşağıdaki şekilde beş ana grupta toplamak mümkündür.

1. Malzeme seçimi
2. Uygun tasarım
3. Ortamın saldırganlığının giderilmesi
4. Yüzey kaplamaları
5. Elektrokimyasal yöntemler

2.3.1.8.1.1. Malzeme Seçimi

Malzeme seçimi sırasında göz önünde bulundurulması gereken koşullardan en önemlileri, ortamın saldırganlık derecesi ve ekonomik şartlardır. Saldırganlık derecesi yüksek ortamlarda korozyon dayanımı çok yüksek malzemeler kullanmak en ekonomik seçenektir. Ancak ortamın aşırı saldırgan olmadığı durumlarda daha ucuz malzemeler kullanmak ve korozyondan koruyucu yöntemlere başvurmak daha ekonomik bir seçenek olabilir.

2.3.1.8.1.2. Uygun Tasarım

Galvanik seride birbirinden uzak olan metal veya alaşımların eşlenmesi olanaklar ölçüsünde önlenmeye çalışılmalıdır. Tasarım aşamasında korozyondan korunma açısından dikkat edilmesi gereken bir diğer nokta da, katot/anot yüzey alanı oranının küçük tutulmasına özen gösterilmesidir. Bir başka deyişle, küçük bir anodik alanın büyük bir katodik alan ile eşleştirilmemesine dikkat etmek gerekir.

2.3.1.8.1.3. Ortamın Saldırganlığının Giderilmesi

Metalik yapının bulunduğu ağız içi şartları değiştirmek genellikle mümkün olmadığı için, diğer korozyonu önleme veya geciktirme yolları dış hekimliği açısından daha geçerlidir.

2.3.1.8.1.4. Yüzey Kaplamaları

Yüzey kaplamaları başlıca metal ve metal olmayan yüzey kaplamaları olmak üzere iki ana grupta toplanabilirler. Metalik kaplama yolu ile korozyondan korunma kaplanan metalin soy ya da daha aktif olmasına göre, ya korozyon direnci yüksek bir bariyer oluşturma esasına ya da katodik koruma esasına dayanır⁸⁸.

Metal olmayan kaplamalar yolu ile korozyondan korunma ise, ortamdaki elektrolitin metale temasını kesme ya da metaller arası elektriksel bağı kesme veya zayıflatma esasına dayanmaktadır.

Yüzey kaplamaları yolu ile korozyondan korunmada dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, anot olan metalin kaplandığı durumlarda kaplamada meydana gelecek ufak defektlerin büyük yüzey alanlı katot karşısında normalden daha yoğun bir lokal korozyona sebep olacağı hususudur. Bu açıdan katodik karakter sergileyen metalin kaplanması daha akılcı bir seçenek gibi görünmektedir^{4,88}.

Galvanik korozyondan korunma amaçlı olarak altın kaplama gibi daha az soy olan bir metalin üzerini daha soy bir metal ile kaplama gibi bir takım işlemler uygulanmıştır. Ancak soy metal yumuşaktır ve yüzeyi alttaki baz metali açığa çıkaracak biçimde çizildiği yada soyulduğu zaman alttaki baz metal çok daha hızlı bir şekilde korozyona uğrayacaktır⁴. Bunun nedeni ilgili alanda bir galvanik hücrenin oluşması ve uyumsuz metallerin elektrolit ortamında temas halinde bulunmalarıdır. Öte yandan, elektrokimyasal olarak uyumsuz iki metalin bir elektrolit mevcudiyetindeki teması halinde, boya ya da bir başka yalıtkan film tabakası daha soy olan metal üzerine uygulanarak korozyondan korunma adına avantaj sağlanabilir⁴. Daha aktif olan metalin korozyon hızı, indirgenme reaksiyonu için uygun olan yüzey alanı azalmış durumda olacağından azalacaktır. Bu gibi kaplamalardaki meydana gelecek çizik ya da soyulma aktif metal üzerinde ivme kazanmış bir korozyon atağına neden olmayacaktır⁴.

2.3.1.8.1.5. Elektrokimyasal Yöntemler

Katodik koruma ve anodik koruma olmak üzere iki elektrokimyasal yöntem mevcuttur. Katodik korumanın temeli korunacak metali bir pilin katodu haline getirmektir. Bunun için korunması planlanan metalden daha aktif bir metalin sistem bünyesinde kullanılması söz konusudur. Anodik koruma dıştan anodik akım tatbik edilerek metal üzerinde koruyucu bir film tabakası oluşturulması esasına dayanır.

2.3.1.8.2. Galvanik Korozyon Test Metotları

Korozyon kayıplarının miktarının belirlenmesi konusunda pek çok araştırma yapılmıştır. Korozyon hızını ölçmek üzere hazırlanmış olan deney numunelerini atmosfere bırakmak, yere gömmek veya çözeltiye daldırmak suretiyle pratik olarak korozyon hızı ölçülebilir ¹².

En çok bilinen korozyon hızı tayin yöntemi, belli bir ortam içinde bekletilen deney numunelerinin belli bir yüzey alanında meydana gelen ağırlık değişiminin ölçülmesidir. Bunun yanı sıra, elektrokimyasal in vitro testler, elektrokimyasal empedans spektroskopisi, solüsyona salınan iyonların ölçülmesi (ICP) ve in vivo çalışmalar gibi yöntemler de galvanik korozyon tayinininde kullanılmaktadırlar.

Korozyon deneylerinin amacı, çoğu kez malzemenin kullanılacağı ortamda korozyona dayanma direncinin veya işletme ömrünün belirlenmesidir. Korozyon deneylerinin diğer bir kullanım alanı da, malzemeleri daha dayanıklı hale getirmek amacıyla yapılan geliştirme araştırmalarıdır. Böylece zaman ve para kaybı önlenmiş olur. Korozyon deneylerinde en önemli iki faktör, güvenlik ve maliyettir. Korozyon deneyine başlamadan önce deney sonucunda hangi özelliğin belirleneceği ve hangi bilginin elde edileceğine karar verilmelidir.

Galvanik korozyon birçok test metodu kullanarak incelenebilir. In-vitro elektrokimyasal tekniklerin, çok düşük korozyon hızlarını bile ölçebilecek kadar hassas oldukları bilinmektedir ¹⁸. Klinik olarak bize tam doğru ve uygun veriler verip vermediği tartışma konusu olmasına rağmen, günümüzde bu teknikler korozyon ölçümü yapılan çalışmaların temelini oluşturmaktadırlar. Elektrokimyasal test metotlarının kullanılması sayesinde galvanik olayların bazı temel gerçeklerini açıklamak ve klinik şartlara direk olarak uyum gösteren veriler elde etmek mümkün olabilmektedir ¹⁸.

Elektrokimyasal in vitro deneylerde küçük bir numune parçası kullanılarak, korozyon konusunda pek çok bilgi edinilebilir. Ancak çizilen deney eğrilerinin yorumlanması çok dikkatle yapılmalıdır. Metal ve alaşımların korozyon özelliklerini konu alan incelemelerde potansiyel-akım yoğunluğu ilişkisi esastır. Genellikle bir eğri olarak ifade edilen bu ilişkinin deneysel olarak tanımlanmasında iki ayrı yoldan yararlanılır.

1. Galvanostatik Yöntem: Galvanostatik yöntemde serbest değişken akım yoğunluğudur. Akım yoğunluğunun her değeri için belirli bir sürekli durum potansiyeli mevcut olmalıdır. Ne var ki bu koşul potansiyel-akım yoğunluğu ilişkisinin yalnız aktif ve kısmen de transpasif alanları için geçerlidir. Dışardan uygulanan akım yoğunluğu aktif-pasif dönüşümü için gerekli olan kritik akım yoğunluğu seviyesine ulaşır ulaşmaz potansiyel ani bir sıçrayışla transpasif alana kayar. O halde galvanostatik yöntem ile anodik potansiyel-akım yoğunluğu eğrisinin aktif ve kısmen transpasif alanlarını izlemek mümkündür. Böylece galvanostatik yöntemin özellikle pasiflik incelemeleri için yetersiz olduğu kendiliğinden ortaya çıkar⁸⁸.
2. Potansiyostatik ve Potansiyodinamik Yöntem: Galvanostatik yöntemin bahsedilen boşluklarını gidermek amacıyla yapılan çalışmalar potansiyostatik yöntemin geliştirilmesi ile sonuçlanmıştır. Bu kez serbest değişken numune elektrokimyasal potansiyelidir. Aktif-pasif dönüşümü için gerekli olan kritik potansiyelde gözlenen süreksizlik dışında elektrot potansiyelinin ayarlanan her değeri için belirli bir sürekli durum akım yoğunluğu mevcuttur. Böylece potansiyostatik yöntem potansiyel-akım yoğunluğu eğrisinin eksiksiz olarak tespitine olanak sağlar. Potansiyostatik deney düzeneğinin ana elemanı potansiyostattır. Potansiyostatın görevi numune elektrot potansiyelini hücreden geçen akımın büyüklüğüne bağlı olmaksızın önceden ayarlanan belli bir değerde sabit tutmaktır. Bu görevin gerçekleştirilmesi için ilk koşul numune elektrot potansiyelinin bir mukayese elektrotu yardımı ile ölçülmesidir. Potansiyel alanının sabit bir hızla taranmasını sağlayan deney düzeni potansiyodinamik olarak adlandırılır⁹². Potansiyodinamik yöntemde bir elektrotun potansiyeli düzgün aralıklar ile değiştirilerek buna karşılık gelen akım yoğunluğu değerleri belirlenir. Potansiyodinamik polarizasyon tekniği ile anodik yük, açık devre, pasif bölge, oyuklanma ve pasifleşme potansiyelleri ile ilgili ayrıntılı bilgiler elde edilebilmektedir¹⁰¹. Açık devre potansiyeli, yani alaşımın belli bir çevrede oluşan kendi potansiyeli, alaşımın galvanik bir eşlemede anot mu yoksa katot mu olacağını belirlemek için yararlıdır.

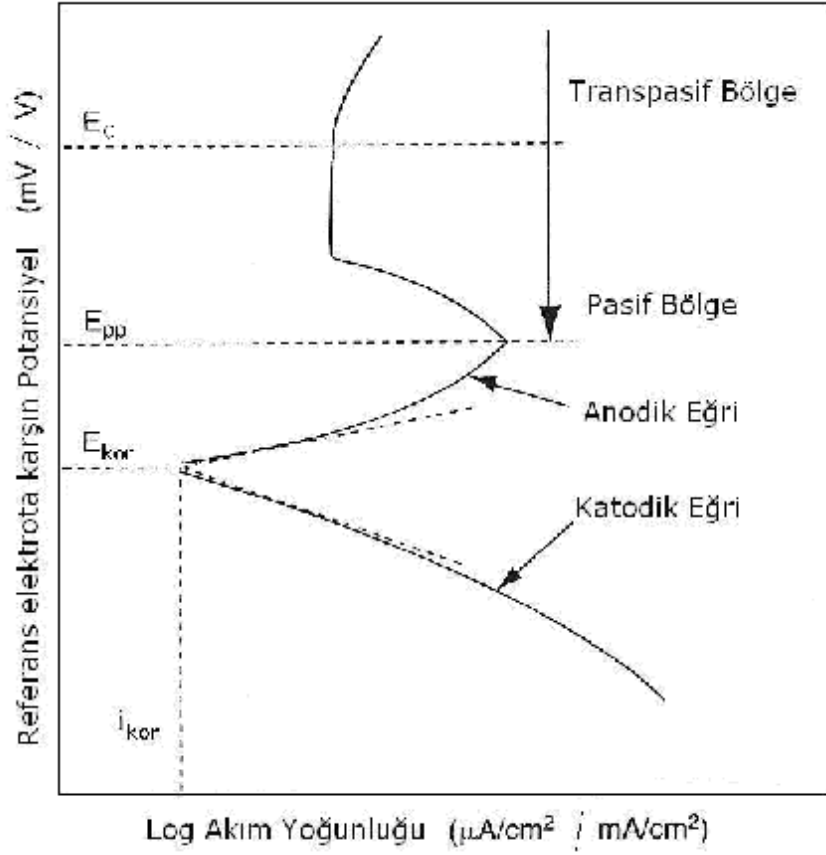
2.3.1.8.2.1. Potansiyodinamik Polarizasyon Testleri

Potansiyodinamik polarizasyon tekniği, belirli bir potansiyel aralığında bir metal-elektrolit sisteminin kısmen kısa bir süre içindeki genel korozyon profilini belirlemek amacıyla kullanılmakta olan güçlü bir metottur ⁹². Potansiyodinamik polarizasyon teknikleri günümüzde parametrelerin kullanıcı tarafından belirlenebildiği bilgisayar destekli yazılımlar tarafından gerçekleştirilebilmektedir ¹⁰².

Potansiyodinamik polarizasyon testleri dental alaşımların korozyon davranışlarını incelemek amacıyla sıklıkla kullanılmaktadırlar. Bu testler için üç elektroda ihtiyaç vardır; korozyon davranışı incelenecek olan alaşımdan hazırlanmış elektrot, genellikle platinden hazırlanmış bir sayaç (counter) elektrot ve son olarak da referans elektrot olarak gümüş-gümüş klorür (Ag/AgCl) ya da doymuş kalomel elektrot.

Potansiyostat, bünyesinde voltmetre ve bir akım ölçer bulunduran yüksek hassasiyetli bir güç kaynağıdır. Örnek elektrot ile referans elektrot arasındaki potansiyeli yavaşça (genellikle 1mV/sn) daha negatif ve daha pozitif değerlere değiştirir. Tipik olarak -1000mV ile +1000mV tarama aralığında 1mV/sn tarama hızıyla uygulanan bir döngüsel polarizasyon ölçümü 1 saatten daha az bir sürede tamamlanır ⁴. Ancak, taramaya başlamadan önce örnek elektrotun sabit bir açık devre potansiyeli değerine ulaşması bekleneceğinden test süresi çok daha uzun olacaktır. Açık devre potansiyeli ölçümleri için araştırmacılar 24 saatlik periyotlardaki ölçümleri kullanmışlardır ⁴.

Dental alaşımların in vitro korozyon testindeki aktif pasif davranışlarını gösteren şematik bir potansiyodinamik polarizasyon diyagramı Şekil 2.6'da verilmiştir. Örnek elektrotun referans elektrota bağıl potansiyel ölçümleri dikey düzlemde mV ya da V birimi ile gösterilmiştir. Yatay düzlemde ise akım yoğunluğu değeri logaritmik tabanda $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ ya da mA/cm^2 birimi ile yer almaktadır. Diyagramdaki eğrilerin alt ve üst kısımları, alaşımların açık devre potansiyelinden daha alt ve üst potansiyel değerlerinin uygulandığı katodik ve anodik polarizasyon bölgeleridir ⁴.



Şekil 2.6: Dental alaşımların in vitro korozyon testindeki aktif pasif davranışlarını gösteren şematik bir potansiyodinamik polarizasyon diyagramı⁴.

Katodik ve anodik eğrilerin çakıştığı noktadaki yatay ve dikey eksen değerleri, korozyon potansiyeli (E_{kor}) ve korozyon akım yoğunluğu (i_{kor}) değerlerini işaret eder. Bu diyagramda akım yoğunluğunun sifıra denk geldiği bir değer yatay eksenin logaritmik tabanlı sunulması nedeniyle yoktur⁴.

Potansiyelin E_{kor} değerinin daha üzerindeki potansiyel değerlerine yükseltilmesi ile, anodik akım yoğunluğu artış gösterir. Yüzeide pasif bir film tabakasının oluşması sonucu primer pasif potansiyeli (E_{pp}) değerinde akım yoğunluğundaki artış azalmaya dönüşür⁴.

Alaşım yüzeyinde pasif film tabakası oluşumunu takiben artırılan potansiyel değerleri ile akım yoğunluğu değerinde çözünme potansiyeli (E_c) değerine kadar çok

az miktarda değişiklik, olma şansı vardır. E_c değeri sonrasındaki transpasif alanda akım yoğunluğu potansiyeldeki devam eden artış ile hızla artar⁴.

Potansiyodinamik polarizasyon diyagramları, aynı elektrolit ve aynı tarama özellikleri kullanıldığında dental alaşımların in vitro korozyon rezistansını karşılaştırma amacıyla kullanılabilir⁴. Elektrokimyasal olarak daha aktif olan alaşım daha düşük bir E_{kor} değerine sahip olacak ve anodik bölgede seçilen herhangi bir potansiyel değerinde akım yoğunlu değeri daha yüksek tespit edilecektir. Yüzeylerinde kendiliğinden pasif bir film tabakası oluşumu gerçekleşen titanyum gibi dental alaşımlarda, yüksek bir çözünme potansiyel değeri gözlenir⁴.

Elektrokimyasal korozyon ölçümleri ile pasif tabakanın oluşumu ve davranışları daha iyi anlaşılabilir. Pasifliğin bozulması birden fazla korozyon çeşidi ile bağlantılıdır.

- 1) Daha aktif fazların hızlı çözünmesi
- 2) Çukurcuk korozyonu
- 3) Aralık korozyonu
- 4) Taneler arası korozyon

2.3.1.8.3. Galvanik Korozyonun Diş Hekimliği Açısından Önemi

Ağız içerisindeki sıcaklık değişimleri, sürekli ıslaklık, gıdaların neden olduğu pH değişiklikleri, oksijen basıncı oynamaları, mekanik kuvvetler gibi olaylar korozyona katkıda bulunan faktörlerdir. Ağız ortamında iyonlar, gıda, sıvı ve diş fırçası etkisiyle uzaklaştırıldığı için korozyonun sürekli olduğu düşünülmektedir.

Elektrokimyasal olarak birbirleri ile uyumsuz metaller kombine olarak kullanıldıklarında ve direk fiziksel temasta bulduklarında, tükürük protetik parçalar içerisine penetre oldukça önemli bir elektrokimyasal korozyon meydana gelir¹. Bu meteryaller üzerindeki in-vitro çalışmalar söz konusu koşullarda galvanik tip korozyon fenomenini işaret etmektedir¹⁰³⁻¹⁰⁸. Bu gibi bir durumda oluşan galvanik korozyon protezin bütünlüğünü hiç şüphesiz ciddi biçimde tehdit edecektir^{70,109}.

Titanyum ile diğer dental alaşımlar arasında galvanik çift oluşturulan bazı çalışmalar yapılmıştır^{3,18,110,111}. Bu çalışmalar sonucunda, Titanyum düşük korozyon dirençli bir alaşımla çift oluşturduğunda, bu alaşımların galvanik korozyona uğrayacağı

belirlenmiştir. Titanyumun yüksek korozyon dirençli alaşımlarla galvanik çift oluşturduğu durumlarda ise sabit bir pasif kombinasyon meydana gelmektedir ¹¹².

Dişhekimliğinde yaygınlıkla kullanılan Ni-Cr'un, titanyum implant üstyapı materyali olarak kullanılması durumunda meydana gelebilecek galvanik koroziv aktiviteyi inceleyen birçok çalışma yapılmıştır. Literatürdeki bu çalışmalar Ni-Cr / Ti galvanik çiftinin meydana getireceği galvanik korozyonu işaret etmektedirler ^{1,3,18,19,20,111}.

Literatürde dental implant başarısızlıklarına neden olan etkenlerden birinin de korozyon olduğu açıkça belirtilmiştir ^{113,114}. Ayrıca restoratif ve implant materyallerinin galvanik korozyon özelliklerinin anlaşılması sonucu restoratif yapılarda başarısızlıkların meydana geldiğini belirten raporlar mevcuttur ^{113,114}.

Galvanik çiftteki metal alaşımlarından birindeki korozyonu belirlemek amacıyla elektrokimyasal korozyon analizleri kullanılmaktadır. Korozyona uğrayan alaşım galvanik çiftteki daha az soy özellik gösteren alaşım bir başka deyişle daha aktif olan alaşım olacaktır. Oluşturulan galvanik çift implant ara yüzeyinde elektropozitif bir lokal ortam yaratabilir. Bu durum ise doğrudan çevre dokular ve özellikle de kemik rezorbsiyonunu üzerine etkide bulunacaktır ^{18,43,115,116}.

Geis-Gerstorfer et al.¹⁸, iki açıdan implant/üstyapı sistemlerinin galvanik korozyonunun üzerinde durmuşlardır. Birincisi, alaşımlarda meydana gelen çözünme ve iyon salınımının muhtemel biyolojik etkileri, ikincisi ise, meydana gelen galvanik akım ve korozyon sonucu kemik yıkımının tetiklenmesidir.

Baz metal alaşımından salınan sitotoksik nikel iyonları kemik rezorbsiyonuna neden olabilir ¹¹⁵⁻¹¹⁷. Ni-Cr alaşımlardaki nikel ve krom periimplant dokuya diffüze olur ve dokuda reaksiyona ve kemik rezorbsiyonuna yol açar. Böyle bir durum mobiliteyi arttıracaktır. Azalan kemik desteği ve seviyesi ile beraber lateral eğici kuvvetler metal yorulmasına yol açar ve implantın kırılması gibi durumlar meydana gelebilir ¹¹⁶. Ni-Cr alaşımlarının implant üstyapı materyali olarak kullanıldığı durumlarda iyonlar çevre dokulara salındıkça kemik reaksiyonlarının yanı sıra, yumuşak doku renk değişiklikleri, yumuşak dokuda ödem, kanama ve enfeksiyon gibi klinik semptomlar da ortaya çıkabilir ¹¹⁸.

Korozyon direnci diş hekimliğinde kullanılan bir materyal için korozyonun yüzeyi pürüzlendirmesi, restorasyonu zayıflatması ve metal ya da alaşımdan

elementlerin salınmasına neden olması açısından çok kritik bir konudur. Söz konusu elementlerin salınması, komşu yumuşak dokularda renk değişikliğine ve yatkın hastalarda alerjik reaksiyonlara neden olabilir. Olmedo et al.¹¹⁹ yaptıkları araştırmada korozyon süreci sonucunda implant çevresinde bulunan makrofajların implant başarısızlıklarında önemli rol oynadığını rapor etmiştir. Bu süreç bölgesel osteoliz ve implantın klinik stabilite kaybı gibi durumların açığa çıkmasına ön ayak olur. Ti partikülleri ile yüklenmiş makrofajların “Energy dispersive X-ray spectroscopy” (EDX) ile mevcudiyetinin saptanması dental implantlardaki korozyon ile ilişkilendirilmiştir. Rapor edildiği itibarı ile salınan partiküller makrofajlar tarafından fagosite edilerek, sitokinler gibi enflamatuar mediatörlerin salınımını stimüle ederler. Bu mediatörler kemik yüzeyi boyunca salınarak osteoklastik aktivite sonucunda kemiğin rezorbsiyonuna neden olurlar¹²⁰. Ayrıca salınan metalik partiküllerin mevcudiyeti aynı biyolojik yol ile osteoblast fonksiyonlarının bozulmasına da neden olurlar¹²⁰.

Ağız içerisindeki korozyon mekanizması oldukça karmaşıktır ve alaşımın kompozisyonu, alaşım yüzeyinde açığa çıkan bölgesel kimyasal etkenler, alaşımların yüzey alanları ve metal yüzeyindeki aşınma ve stres gibi birçok faktör tarafından etkilenmektedir.

Ağız ortamında, galvanik korozyon kimyasal olarak birbirinden farklı iki yada daha fazla metalin ağız ortamında temas halinde bulunması ile meydana gelir. Galvanik bir çift oluştuğunda metallere biri anodik karakter kazanarak tek başına çözüneceğinden daha hızlı şekilde çözünme gösterir. Diğer metal ise katodik karakter kazanır ve çözünümü tek başına olacağından çok daha azdır¹²¹.

Metalik restorasyonların ağız içerisindeki korozyonu, restoratif yapı üzerinde çok ciddi hasarlara sebep olmayabilir ancak, ağız içi korozyon çok çeşitli lokal ve sistemik etkilere yol açabilir¹²¹.

Nikel veya bakır gibi bazı metal iyonlarının dental alaşımlardan salınımının gingival enflamasyonun toksik etkeni olduğu düşünülmektedir¹²². İnsan fibroblastları laboratuvar deneylerinde söz konusu salınan iyonlara maruz bırakıldıklarında elektron mikroskobu altında gözlemlenebilen dramatik morfolojik değişikliklere uğramaktadırlar¹²³.

Korozyon ürünleri komşu yumuşak ve sert dokuların yanı sıra komşu materyallerin yüzeylerinde de tespit edilmişlerdir. Avridson ve Johansson¹²⁴ tarafından

ortaya konduğu üzere, dental restorasyonlardan tükürük içerisine salınan farklı bileşikler hedef komşu dokulara göç ederek kan ya da lenfatik sistem yolu ile farklı biyokimyasal reaksiyonlar ile etkileşimlerde bulunabilirler.

Korozyonun klinik semptomları arasında dişlerde rahatsızlık hissi, uzak bağlı semptomlardan göz boğaz semptomları, vertigo, kollarda, bacaklarda, sırtta, boyunda kulaklarda ve eklemlerde kaşıntı, mide bulantısı sayılabilir. Rapor edilen ağız içi semptomlar ise; eritemli ağız içi mukoza, ülserasyonlar, dil ucunda kızarıklıklar ve hatta liken planus, lökoplaki ve diğer kandida enfeksiyonlarıdır^{125,126}. Ağızda yanma, metalik tat ve ağrı da galvanik korozyon olayı ile ilişkilendirilmektedir¹⁰⁰.

Farklı metallerin temasta olduğu hastalar üzerinde yapılan ağız içi potansiyel ölçümleri büyük potansiyel farklarının metaller arasında mevcut olabileceğini ortaya koymuşlardır. Raporlara göre 50mV'dan daha yüksek potansiyel farklarının zararlı oldukları kanıtlanmıştır^{88,121}. Ağız içi galvanik çiftlerden kaynaklanan patolojik etkenler hastalar arasında farklılık gösterebilir de her zaman ölçülen elektrot potansiyelleri ile orantılı değildir. Zararlı miktardaki ağız içi potansiyel farklılıkları elimine edildiğinde ağız içi lezyonlarda gerileme ve çoğunlukla iyileşme saptanmıştır¹²¹.

Ni-Cr alaşımlarının yapay tükürüğe daldırılması sonucunda yapay tükürük içerisinde Ni ve Cr iyonları tespit edilmiştir¹²⁶. Ancak in-vivo korozyon ölçümleri bu konuda daha sağlıklı bilgiler edinmeye yardımcı olabilir.

Moberg¹²⁶'e göre uygun bir yöntem bulunmadığından dental alaşımlardan salınan korozyon ürünü miktarlarının uzun süreli ölçümü in-vivo olarak gerçekleştirilememiştir. Bununla birlikte yoğun miktarda dental alaşımlardan kaynaklanan element oral muköz membranlarda, dişlerde ve dental alaşımlar ile temasta olan dişlerin pulpalarında belirlenmiştir.

Schmalz ve Garhammer'ın araştırmasına göre Almanya'daki bir hasta organizasyonu, diş hekimliğinde kullanılan döküm alaşımları kaynaklı 2200 adet hasta şikayeti veya semptomu rapor etmiştir. Söz konusu bu hasta grubunun tükürük ve diş etinde korozyon ürünlerine rastlanmıştır¹²².

Messer et al.¹²³, çalışmalarında Cr iyonunun bazı enzim aktivitelerini, oksijen tüketimini ve hücre içi adenosin tri-fosfat (ATP) seviyelerini etkilediğini ortaya koymuştur. Krom aynı zamanda mutajenik ve karsinojenik olarak kabul edilir.

Araştırmacılara göre, hücresel Cr alımının toksik etkilerinin yanı sıra, bu iyonların hücre zarı yüzeyinde birikiminin de hücresel geçirgenliği ortadan kaldırdığına inanılmaktadır. Krom iyonuna maruz bırakılan hücrelerin yapısal deformasyona uğradıkları, ekirdek Őekillerinin düzensizleŐtięi tespit edilmiştir.

Epidemiyolojik veriler yaygın olamamasına karşın, diş hekimliğinde kullanılan alaşımlardan kaynaklanan Őikayetlere sahip hastalar tüm hastalar içerisinde büyük yüzdeye sahip değillerdir. Ancak, bu hastaların tedavisi zaman, para ve tecrübeli bir ekibin teŐhis ve tedavisini gerektirir¹²².

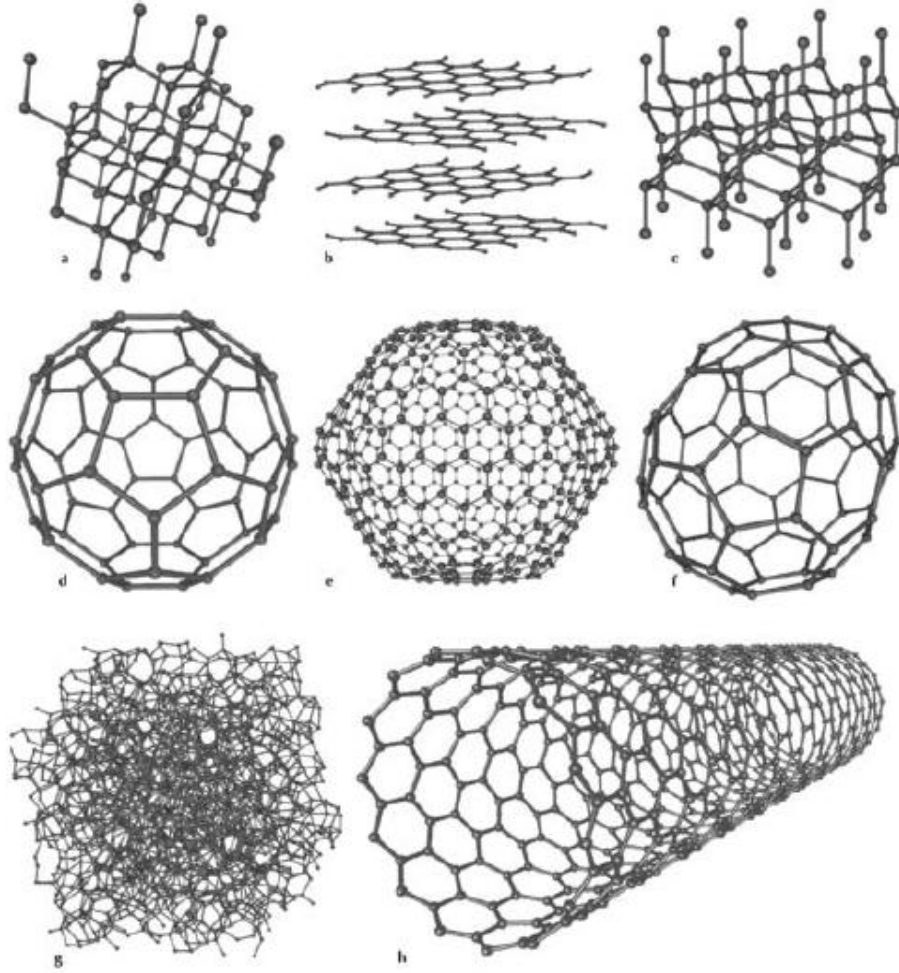
2.4. Elmas Benzeri Karbon (DLC)

2.4.1. DLC'nin yapı ve zellikleri

Elmas birçok üst düzey özelliği sebebiyle bilim adamlarının ilgisini çekmiŐtir. Elmas bir karbon polimorfudur ve yapısındaki karbon atomlarından her biri dört karbon atomuna tamamen kovalent bağlar ile baęlanmıŐtır¹²⁷. Elmas düşük basınç altında ince film tabakası halinde sentezlenebilir. Farklı depozisyon teknikleri karbon, hidrojen karışımı ve hidrokarbon nc gazlarından elmas filmlerin üretilmesinde kullanılmıŐlardır. Bu elmas filmler, yüksek sertlik, termal iletkenlik, yüksek elektriksel direnç, kimyasal uyum, geniş optik bant aralığı, iyi tribolojik özellikler ve biyoyumluluk gibi bir çok özelliği barındırırlar. Ancak söz konusu ince elmas filmlerin oluşturulması için 850-900°C sıcaklığa ihtiyaç duyulur. Bu durum ince elmas filmlerin üzerlerinde kullanılabileceği yapıları oldukça sınırlamaktadır¹²⁸. Bu sebeplere bağlı olarak ince elmas filmlerin özelliklerini sunabilecek ve uygulama konusundaki sınırlamaları ortadan kaldırabilecek başka bir ince film tabakası geliŐtirmeye ihtiyaç doęmuŐtur.

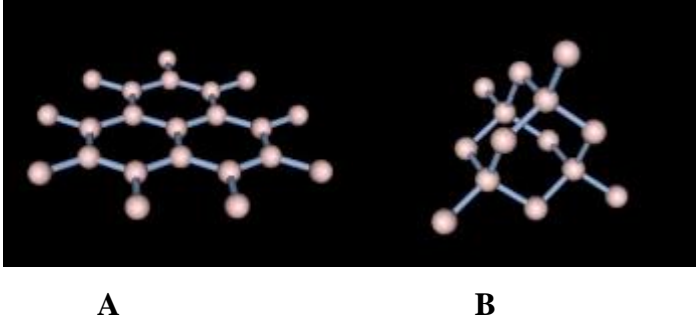
Karbonun en çok bilinenleri grafit ile elmas olmak üzere birçok allotropu mevcuttur. Bu gruptaki materyaller geleneksel metal, seramik, polimer sınıflamaları altına alınamamaktadırlar¹²⁷. Karbon allotropları, Strck¹²⁹ tarafından sekiz alt grup altında sınıflandırılmıŐlardır (Şekil 2.7).

- A) Elmas
- B) Grafit
- C) Lonsdaleite
- D) Fulleren C60
- E) Fulleren C540
- F) Fulleren C70
- G) Amorf Karbon
- H) Tek katmanlı karbon nanotüp



Şekil 2.7: Karbonun sekiz allotropu ¹²⁹

Hepsi karbon atomlarının farklı şekillerde bağlanması sonucunda ortaya çıkmıştır ve her biri birbirinden farklı özellikler sergilerler. Diğer taraftan, hem grafitteki baskın bağ olan sp^2 , hem de elmastaki baskın bağ olan sp^3 bağlı karbon içeren amorf yapıdaki karbon şekline DLC (diamond like carbon - elmas benzeri karbon) denmiştir ¹³⁰. Yani bu kaplamalar, çok kısa aralıklı sıralanmış sp^3 tipi dörtyüzlü-tetrahedral bağlar ile karakterize elmas ile sp^2 tipi üç köşeli-trigonal bağlar ile karakterize grafitik fazların birlikte bulunduğu amorf bir yapıdır ¹³¹(Şekil 2.8).

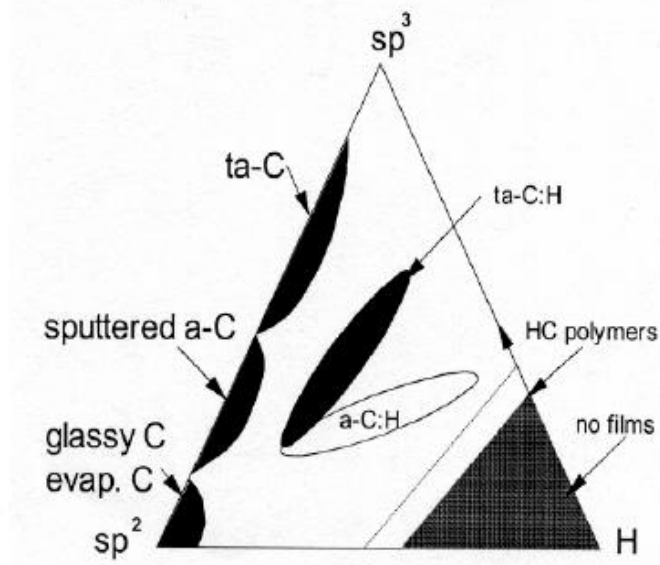


Şekil 2.8: A. Grafit (Sp^2) ve B. Elmas (Sp^3) bağları

Robertson ¹³² tarafından teklif edilen sınıflandırmaya göre; DLC, dört alt grup altında kategorize edilebilir.

- 1) Amorf Karbon (a-C)
- 2) Hidrojenize Amorf Karbon (a-CH)
- 3) Tetragonal Amorf Karbon (ta-C)
- 4) Hidrojenize Tetragonal Amorf Karbon (ta-CH)

Amorf karbon gruplarında sp^2 bağı baskın, tetragonal amorf karbon gruplarında ise sp^3 bağı baskın haldedir (Şekil 2.9).



Şekil 2.9: DLC'nun bazı formlarını gösterir faz diyagramı¹³¹.

Elmas benzeri hidrokarbonlarda hidrojen oranı %10 ile %60 arasında değişebilmektedir ve atom numarası yoğunlukları $0.19 \text{ [g-atom/cm}^3\text{]}$ 'ten fazladır. Elmas benzeri özelliklerin elde edilmesinde hidrojen önemli bir rol oynamaktadır. a-CH filmlerin atom numarası yoğunluğu geleneksel hidrokarbonların aksine hidrojen içeriği arttıkça yükselmektedir. Bu yükselişin nedeni, hidrojen içeriği arttıkça, karbonun ortalama koordinasyon numarasının 3'ten 4'e çıkmasıdır. Elmas benzeri karbonlar (a-C) çok az hidrojen içeren veya içermeyen, atom numarası yoğunlukları ise yaklaşık $0.19 \text{ [g-atom/cm}^3\text{]}$ ile $0.28 \text{ [g-atom/cm}^3\text{]}$ arasında değişen farklı sınıf bir malzemedir. Bu yoğunluklar belirgin sp^3 tetrahedral bağların işaretçisidir¹³³.

Aisenberg ve Chabot¹³⁴ tarafından gerçekleştirilen ince karbon filmler ile ilgili yapılan ilk araştırmalar 1971 yılına dayanmaktadır. Araştırmacılar oda sıcaklığındaki malzemelere uygulanabilen bir iyon saçırma tekniği geliştirmiş ve bu tekniği yalıtkan ince karbon filmlerin oluşturulmasında kullanmışlardır. Bu araştırma oluşturulan karbon filmlerin elektriksel yalıtkanlığa sahip olduklarını ve oluşturulan karbon filmin transparanlık, 2,0 dan büyük refraksiyon indeksi, yüksek elektriksel yalıtkanlık, sertlik, uzun süreli hidroklorik asit tatbikine dayanıklılık, x-ray difraksiyonu ile ortaya konan elmasa yakın kafes sabiti ve 8-14 arası dielektrik sabiti gibi elmas benzeri özelliklere sahip olduğunu ortaya koymuştur.

Elmas benzeri ince karbon filmler oldukça ilgi uyandıran kimyasal, termal, biyolojik, mekanik ve elektriksel özellikler sayesinde son yirmi yıldır birçok

araştırmaya konu olmuşlardır. Günümüzde DLC kaplamalar ile ilgili, DLC kaplamaların, elmasa yakın yüksek sertlik, yüksek aşınma direnci, kızılötesi transparanlık, düşük sürtünme, kimyasal inertlik, kızıl ötesi transparanlık, düşük termal genleşme, yüksek termal iletkenlik ve yüksek elektriksel direnç gibi olağan üstü özelliklerini ortaya koyan çok geniş literatür bilgisi mevcuttur ¹³⁵⁻¹⁴³.

DLC kaplamaların bir diğer üstün özelliği de yumuşak kontak lensler, kateterler, kardiyo vasküler ve ortopedik implantlar gibi bir çok medikal uygulamalarda tam biyouyumluluk göstermesidir ¹⁴⁴.

Elmas benzeri fazların sertlik ve kimyasal asallık gibi özellikleri yüksek orandaki sp^3 oranından kaynaklanmaktadır. Farklı koordinasyonlardaki karbon atomlarının birbirlerine oranı depozisyon yöntemine ve amorf hidrokarbonlarda hidrojen miktarına bağlıdır. Bu farklı bağ yapılarını bir arada bulundurması nedeniyle DLC filmler elmas, grafit ve hidrokarbon polimerlerin geniş özelliklerini taşıyabilmektedirler. DLC filmlerin tribolojik davranış özellikleri tamamen depozisyon tekniklerine bağlıdır ¹³⁶.

Tetrahedral karbon-karbon bağları, çok yüksek sertlik, kimyasal inertlik, yüksek elektriksel direnç, yüksek yalıtkanlık (dielektrik) sabiti, yüksek ısı iletkenlik, yüksek yoğunluk ve optik saydamlık sağlar. DLC'nin özellikleri, kaplama mekanizması ile kontrol edilebilen sp^3 bağlarının hacimsel oranı ile ilişkilendirilmiştir. Çünkü DLC'nin bağ yapısı onun özellikleri üzerinde büyük bir etkiye sahiptir. Bu nedenle, çeşitli kaplama şartlarında depoze edilen DLC'nin bağlanma ve mekanik özellikleri geniş ölçüde araştırma konusu olmuştur ¹⁴⁵. Kaplama yöntemine ve/veya parametrelerine bağlı olarak, sp^2/sp^3 bağ oranı değişebilir ve bu yapılar içerisinde yüksek oranda hidrojene rastlanılabilir. Dolayısıyla, DLC filmlerin özellikleri de bu açıdan değişkenlik arz edebilir ¹³¹(Çizelge 2.5).

Hidrojen, depoze edilmekte olan filmin yüzeyi üzerinde sp^3 bağlarının kararlı hale gelmesinde önemli bir rol oynadığı için, kullanılan bu yöntemlerin hepsinde, hidrojenli amorf karbon (a-C:H) filmlerin depozisyonunda genellikle farklı hidrokarbon karışımları kullanılmaktadır. Sıçratma ile oluşan elektriksel boşalmalarda, elektron çarpması ile hidrokarbonların ayrışması sonucunda üretilen nötral radikaller ve iyonlar gibi öncü kimyasal maddelerin aktivasyonunu sağlamak için boşalma plazması

kullanılır. Bu öncü maddeler, taban malzeme yüzeyinde emilir ve bu nedenle filmler, yapı içerisine giriş yapan makul seviyede hidrojen bulundurur ¹⁴⁶.

Libardi et al.¹⁴⁷ sp^3 ve sp^2 bölgelerinin, hidrojen içeriğinin ve sp^2 bölgelerinin sıralanmasının DLC filmlerin mekanik ve kimyasal özelliklerinde doğrudan etkin olduğu ve bu kısımların kaplama yöntemi ve/veya kaplama parametrelerine bağlı olarak değişebileceğini ve bu yapılar içerisinde de yüksek miktarda hidrojenin bulunabileceğini teyit etmiştir. Bu fikirden yola çıkarak, asetilen/argon ve metan/argon karışımları ile farklı yüzdelerde hidrokarbonlar oluşturularak, gaz bileşiminin DLC filmler üzerinde yaptığı etkileri araştırmıştır. Ayrıca, özellikle mekanik özelliklerden sertliğin hidrojenin azaltılmasıyla maksimum seviyeye ulaşılabileceği savunmuştur ¹⁴⁷.

Çizelge 2.5: Elmas, Grafit ve DLC malzemelerin özellikleri ¹³⁶.

	a-C	a-C:H	Grafit	Elmas
Kristal Yapı	Amorf, sp^3 ve sp^2 bağları karışık durumda	Amorf, sp^3 ve sp^2 bağları karışık durumda	Kübik	Hegzagonal
Form	Düzgün veya pürüzlü	Düzgün	---	Kristalize
Sertlik (H_v)	1200 - 3000	900-3000	---	7000-10000
Yoğunluk (g/cm^3)	1,6-2,2	1,2-2,6	2,26	3,51
Elektriksel Direnç (Ω/cm)	$>10^{10}$	10^6-10^{14}	0,4	$>10^{16}$
Isıl İletkenlik ($W/m.K$)	---	---	3500	2000
Kimyasal Stabilité	Asal	Asal	Asal	Asal
Hidrojen Oranı (H/C)	---	0,25-1	---	---
Büyütme Oranı ($\mu m/sa$)	2	5	---	1000

DLC ince filmlerin bahsedilen olağan üstü özelliklerine ve depozisyon tekniği ve parametreleri ile sağlanabilecek farklılıklarına rağmen DLC filmlerin kullanımını ve uygulanabilirliğini sınırlayan birçok problem mevcuttur. Yüksek iç stres ve taban malzemesine bağlanmadaki bazı problemler bunların başında gelmektedir. Söz konusu bu adezyon probleminin üstesinden gelmek amacıyla farklı kaplama yaklaşımları

denenmiştir. Bunların arasında çok tabakalı kaplama ve taban malzeme ile DLC arasında kimyasal kademeli ara tabaka uygulaması başta gelir¹⁴⁸⁻¹⁵⁰.

Fan et al.¹⁵¹ tarafından yapılan bir çalışmada, silisyum (Si) ara tabaka uygulamasının DLC'nin taban malzemesine adezyonuna etkisi incelenmiş ve Si ara tabaka uygulamasının elmas benzeri filmlerin malzemeye adezyonunda artışa sebep olduğu ortaya konmuştur.

DLC filmlerin özellikleri bazı elementlerin DLC yapısına dahil edilmesi sayesinde değiştirilebilir. Bu işleme "dope" adı verilir. Bu amaçla Si, N, F ve bazı metalik elementler DLC tabakasıyla dope edilerek Si-C:H, a-C:H-N, a-C:H-F ve Me-C:H oluştururlar¹⁵². DLC filmlerin özelliklerinin değiştirilmesi ve geliştirilmesi için karbon filmlerden türetilen bu malzemeler yapı olarak DLC filmlere benzerdir ancak karbon ve/veya hidrojene ek olarak azot (N-DLC veya CN filmler), silikon (Si-DLC), florin (F-DLC) ve metal atomları (Me-DLC) içermektedir. DLC üzerinde yapılan çoğu modifikasyonlar DLC'nin yüksek olan iç gerilmelerini azaltmak (N, Si, ve metal eklenmesi ile) veya zaten düşük olan sürtünme katsayılarını yüzey enerjilerini düşürmek suretiyle azaltmak (F, Si,-O eklenmesi ile) içindir¹³³. Wei et al.¹⁵³, içerisine bakır, titanyum ve silikon gibi yabancı malzemeler de kattıkları DLC filmlerin mekanik özelliklerini araştırmış, katkılı DLC filmlerin saf DLC filmlere oranla adezyonunun daha iyi ve aşınma dayanımının daha yüksek olmasına karşın, sertliklerinin daha düşük olduğunu açıklamışlardır.

Sonuç olarak elmas benzeri karbon filmlerinin sahip olduğu özellikler aşağıdaki şekilde özetlenebilir¹³⁴⁻¹⁴⁴:

- 1) Elektriksel yalıtkanlık,
- 2) Optik geçirgenlik,
- 3) Termal iletkenlik,
- 4) Kimyasal direnç,
- 5) Yüksek sertlik,
- 6) Taban malzemeye iyi yapışma,
- 7) Düşük yüzey pürüzlülüğü,
- 8) Yüksek aşınma direnci,
- 9) Düşük sürtünme katsayısı,
- 10) Depozisyon sırasında düşük sıcaklık.

2.4.2. DLC'nin Biyomedikal Kullanım Alanları

DLC, endüstriyel alanda sahip olduğu geniş kullanım alanlarına ek olarak, biyomedikal alanda da giderek yaygınlıkla kullanılmaktadır. DLC'nin biyomedikal uygulamalar açısından sakınca meydana getirip getirmediği birçok araştırmacı tarafından incelenmiş ve biyo-uyumluluğu defalarca kanıtlanmıştır¹⁵⁴⁻¹⁶⁵. DLC biyomedikal alanda başlıca; cerrahi implantlarda yüzey korozyon koruyucusu olarak, ortopedik implantlarda aşınma direncinin artırılması ve iyon salınımının engellenmesi amacıyla, üst düzey fiziksel özellikleri nedeni ile medikal aletlerde, ağız içi akrilik protez diş yüzeylerinde aşınma direncinin artırılması amacıyla, kullanılmaktadır¹⁶⁴.

DLC kaplamalar, stres analizleri, yüzeylerinde oluşacak adezyona dirençleri ve biyomedikal uygulamalarda biyo-uyumlulukları gibi birçok durumlarda test edilmiştir¹⁶⁶⁻¹⁶⁸.

Gutenshon et al.¹⁶⁹, Ni, Cr, Mo ve Mn üzerinde yaptıkları element analizleri sonucunda, DLC kaplama yapılmamış metal cerrahi stent plazma örneklerinde iyon salınımında önemli derecede artış ortaya koymuşlardır. DLC kaplama yapılmış cerrahi stentlerde ise iyon salınımı söz konusu değildir.

DLC kaplamalar, düşük yüzey pürüzlülüğü nedeniyle bakteriyel ve partikül adezyonunun minimum olmasına bağlı olarak kalp damar cerrahisinde damar içi stentlerde kullanılmaktadır¹⁷⁰⁻¹⁷⁷.

Hidrojenize amorf karbon kaplamalar, ağız içi implantlarda da araştırma konusu olmuşlardır^{169,170}. Yapılan araştırmalar sonucunda PECVD (plasma enhanced chemical vapor deposition) tekniği ile depoze edilen DLC kaplamalar anlamlı ölçüde osseointegrasyon, tükürüğe ve diğer ağız içi elemanlara direnç gösterdiği bildirilmiştir¹⁷⁸.

Ortodontik NiTi teller üzerine uygulanan DLC kaplamanın ağız içine nikel salınımını önlediğini rapor eden çalışmalar da mevcuttur¹⁷⁹. Ayrıca, DLC kaplama yolu ile kontak lenslerin oftalmolojik uygulamalarının geliştirilebildiğini ortaya koyan birçok araştırma mevcuttur^{180,181}.

Kim et al.¹⁸², dental implantlarda vida gevşemesi problemine bir çözüm önerisi olarak sunduğu çalışmada, DLC kaplama yöntemi kullanılan implantlar için vida gevşeme yüklerini daha yüksek bulduğunu rapor etmiştir.

2.4.3. DLC Kaplama Teknikleri

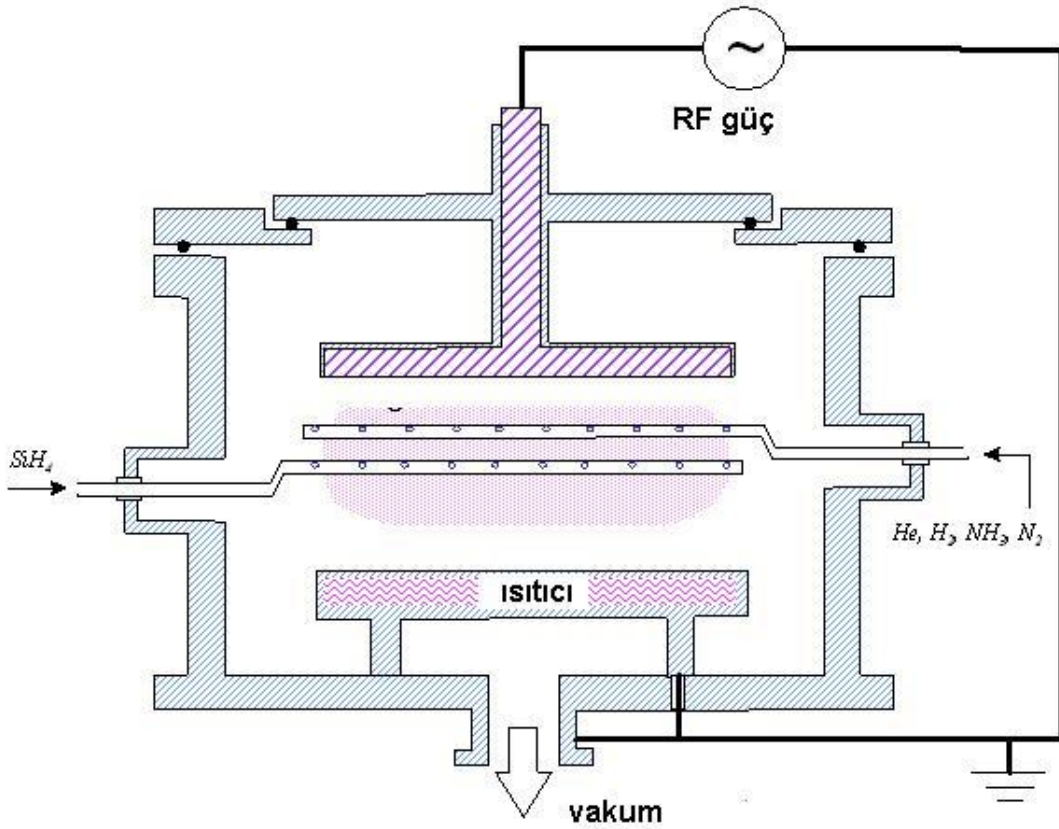
Çok sayıda DLC kaplama tekniği mevcuttur. Bu tekniklerden “*Chemical Vapor Deposition*” (CVD) DLC kaplama işlemi, ısı aktivasyonlu gazsı kimyasal bileşiklerin reaksiyonu ile gerçekleştirilir. CVD ile DLC kaplama işlemi için gerekli olan sıcaklık yaklaşık 900-1050°C’dir. Oluşturulan film kalınlığı 5-12 mikrondur. CVD işleminde gerekli olan çok yüksek ısı tekniğin uygulanabildiği materyal seçeneklerini sınırlamaktadır. Bu yüksek ısı sebebiyle, film tabakası ve kaplamanın yapıldığı metalin termal genleşme katsayıları arasındaki farklılıklar iç streslerin oluşumuna yol açacaktır. Oluşan iç stresler filmin kaplanacak materyal üzerine adhezyonunu olumsuz yönde etkileyecektir. Diğer bir teknik ise “*Physical Vapor Deposition*” (PVD) dir. PVD metal buharının farklı gazlar ile reaksiyona girerek ince bir film tabakası oluşturması işlemidir. PVD ile DLC kaplama işlemi için gerekli sıcaklık idealde 250-400°C’dir ancak işlem 70-450°C arasında da uygulanabilir. Oluşturulan filmin kalınlığı 2-5 mikrondur. PVD ile gerçekleştirilen film kaplamalardaki en önemli sorunlar tüm yüzeyin pürüzsüzlüğü ve filmin yoğunluğu ile ilgili problemlerdir. “*Plasma Assisted Chemical Vapor Deposition*” (PACVD) veya “*Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition*” (PECVD) tekniği CVD ve PVD tekniklerine alternatif olarak geliştirilmiştir.

2.4.3.1. PECVD Depozisyon Tekniği

PECVD ile 200°C altındaki sıcaklıklarda DLC kaplama işlemi gerçekleştirilebilmektedir. PECVD tekniği ile üst düzeyde pürüzsüz ve adhezyonu kuvvetli film tabakaları oluşturulabilir¹⁸³. PECVD kaplama tekniğinin şematik gösterimi şekil 2.10’da sunulmuştur. Diğer yöntemlere göre daha düşük olan DLC kaplama oluşturma sıcaklığı, kaplanan materyal ve kaplama materyali arasındaki termal genleşme katsayılarının uyumsuzluğundan kaynaklanabilecek adhezyondaki muhtemel azalmanın engellenmesini sağlamaktadır. Oluşturulan DLC film tabakası yüksek adhezyona ve yüksek internal yapışma kuvvetine sahiptir. Oluşturulan film tabakasının kalınlığı yaklaşık 2-3 mikron kadardır.

PECVD tekniğinde, depozisyon çemberi katot ve anot plakalar ile biçimlendirilmiştir. Substrat, iyon bombardımanını en üst seviyeye çıkarmak amacıyla katot üzerinde konumlandırılır ve anot tabaka ise topraklanır¹⁸⁴.

Bias voltajı ve depozisyon basıncı, film yüzeyinden atomların sıçramasını en aza indirmek açısından önemli parametrelerdir. Bias voltajı genellikle -100V ile -1000V arasında değişir. Depozisyon basıncı ise 10 ile 100 mtorr arasındadır¹⁸⁴.



Şekil 2.10: PECVD kaplama sistemine bir örnek şema.

2.5. Dental İmplant Üstü Restorasyonlarda Marjinal Uyum

Dental restorasyonların marjinal oturumu için kullanılan terminoloji literatürde sabit ve benimsenmiş halde değildir. Bu çalışmada, Holmes¹⁸⁵ tarafından tarif edilen vertikal marjinal uyum değerleri tespit edilmiştir.

Dental implantlar, çürük oluşumu ve dentin hassasiyeti gibi durumlara maruz kalmazlar ancak uyumsuz implant üstü restorasyonlar uzun dönemde implant-restorasyon kompleksinin yumuşak ve sert dokular dahilindeki biyoentegrasyonunu olumsuz etkileyecek komplikasyonlara neden olabilirler¹⁸⁶.

Birçok araştırmacı dental implant protezlerin oturumu ile ilgili problemleri çalışmalarında vurgulamışlardır¹⁸⁷⁻¹⁹². Çok iyi seviyede uyum göstermeyen supragingival ve subgingival restorasyon marjinleri plak birikimini takiben bakteri kolonizasyonuna neden olmaktadır¹⁹³. Bu tablo, diş ve implant çevresi dokularda enflamasyona neden olabilir¹⁹⁴.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızda, elmas benzeri karbon (DLC) kaplamanın, dental implantolojide üst yapı ve alt yapı malzemeleri olarak kullanılan elektrokimyasal olarak uyumsuz metaller arasında meydana gelen galvanik korozyon sorununa bir çözüm yaklaşımı olarak kullanımı incelenmiştir.

Çalışmalarımız 2 ana başlık altında toplanmıştır.

- 1) Elektrokimyasal incelemeler: İmplant üstü protetik yapı materyal seçeneklerinden olan Ni-Cr alaşımı ve dental implantların imal edildiği titanyum metali arasındaki galvanik korozyon davranışı değerlendirmesi. Buna ek olarak titanyum alt yapı üzerine uygulanan elmas benzeri karbon (DLC) kaplamanın Ni-Cr üst yapı ile Titanyum alt yapı arasındaki muhtemel galvanik korozyon davranışına etkisinin incelenmesi.
- 2) DLC kaplamanın protetik sistem üzerine etkisinin incelenmesi: İmplant altyapı üzerine uygulanan DLC kaplamanın üst ve alt yapı ara yüzeyinde ve protetik sistemin uyumunda meydana getireceği etkinin elektron tarama mikroskobu (SEM) kullanarak değerlendirilmesi.

3.1. Elektrokimyasal İncelemeler

3.1.1. Elektrokimyasal Test Örneklerinin Hazırlanması

Ti üzerine uygulanan DLC kaplamanın implant üstyapılarında kullanılan Ni-Cr alaşımı ile implantın üretildiği Ti metali arasındaki galvanik koroziv aktiviteye etkisinin incelenmesi amacıyla, 5mm çapında ve 3mm kalınlığında 5 adet Ni-Cr (Remanium CSe, Lot No: 351 Dentaurum, Pforzheim, Almanya) ve 10 adet grade 3 Ticari Saf Ti, (ASTM B348, Pennsylvania, ABD) disk şekilli örnekler hazırlanmıştır. Ni-Cr örnekler üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda geleneksel döküm yöntemi kullanarak, Ti örnekler ise hazır Ti çubuklardan tornalama yöntemi ile ilgili boyutlarda elde edilmişlerdir. Bu durumda anot ve katot yüzeylerin oranı 1:1 olarak hazırlanmıştır (Şekil 3.1).

Titanyum disklerden 5 tanesi DLC kaplanmak üzere ayrılmıştır. Döküm yöntemi ile hazırlanan Ni-Cr örneklerde radyografik inceleme ile döküm kusurları incelenmiştir. Çalışmamızda kullanılan metal alaşımların kimyasal bileşimi Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1: Elektrokimyasal test örneklerinde kullanılan alaşımların kimyasal bileşimi.

Alaşım	Menşeg	Alaşım tipi	İçerik (% ağırlık)
Remanium CSe	Dentaurum, Pforzhiem, Almanya	Ni-Cr esaslı	Ni:61/ Cr:26 / Mo:11/ Si:1.5/ (Fe, Ce, Al, Co) < 1
Tip 3 Cp Ti	ASTM B 348 Pennsylvania, ABD	Saf Ti	Ti:99,1 / C:0,1 / Fe:0,3 / H:0,015 / N:0,05 / O:0,35

3.1.1.1. Örneklerin DLC ile Kaplanması

Hazırlanan diskler mikro aşındırma ve polisaj ünitesinde (Exakt 400 CS, Exakt Aparatbau, Norderstad, Almanya) sırasıyla 500, 800, 1200 gritlik SiC zımpara kağıtları ile yüzey muamelesine tabi tutulmuş ve takiben 6µm ve 3 µm luk elmas pasta ve elmas solüsyonu (Diapat, Metkon Inst. Ltd., İstanbul, Türkiye) ile parlatılmıştır. Yüzey hazırlığı işlemi, örneklerin kaplama işlemi öncesinde ultrasonik banyoda etanol ile temizlenmesi ile tamamlanmıştır.

Bu çalışmada kullanılan DLC kaplama, hidrojen zengin gaz boşalma plazması içerisinde bir ‘‘Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition’’ (PECVD) sistemi (Perkin-Elmer PE2400, Massachusetts, ABD) kullanılarak sentezlenmiştir. DLC kaplama işlemi için, hacmen %25 metan ile hacmen %75 hidrojen gazı karışımı ile RF kapasitanslı PECVD sisteminin depozisyon çemberi beslenmiştir¹⁹⁵.

Depozisyon işlemi süresince sıcaklık bir ısı ölçüm cihazı ile kontrol edilmiş ve sıcaklığın 150 °C altında kaldığı tespit edilmiştir. Depozisyon çemberi içerisine yerleştirilmeden hemen önce substratlar sırasıyla hekzan, aseton, ve metanol gibi çözücüler kullanılarak ultrasonik banyoda temizlenmişlerdir. Depozisyon işlemi öncesinde de 30 dakika süreyle yüzeylerinden doğal oksitlerinin ve diğer adsorbe edilmiş moleküllerin temizlenmesi amacıyla argon (Ar) iyon bombardımanına tabi tutulmuşlardır. Diskler ve

DLC filmler arası adezyonun güçlendirilmesi amacıyla, ilk olarak yaklaşık 50nm kalınlığında bağlayıcı bir silisyum (Si) tabakası yüzeye uygulanmıştır. DLC film depozisyon işlemi sırasında kullanılan gaz basıncı yaklaşık 30 mTorr ve RF bias voltajı 500 V dur.

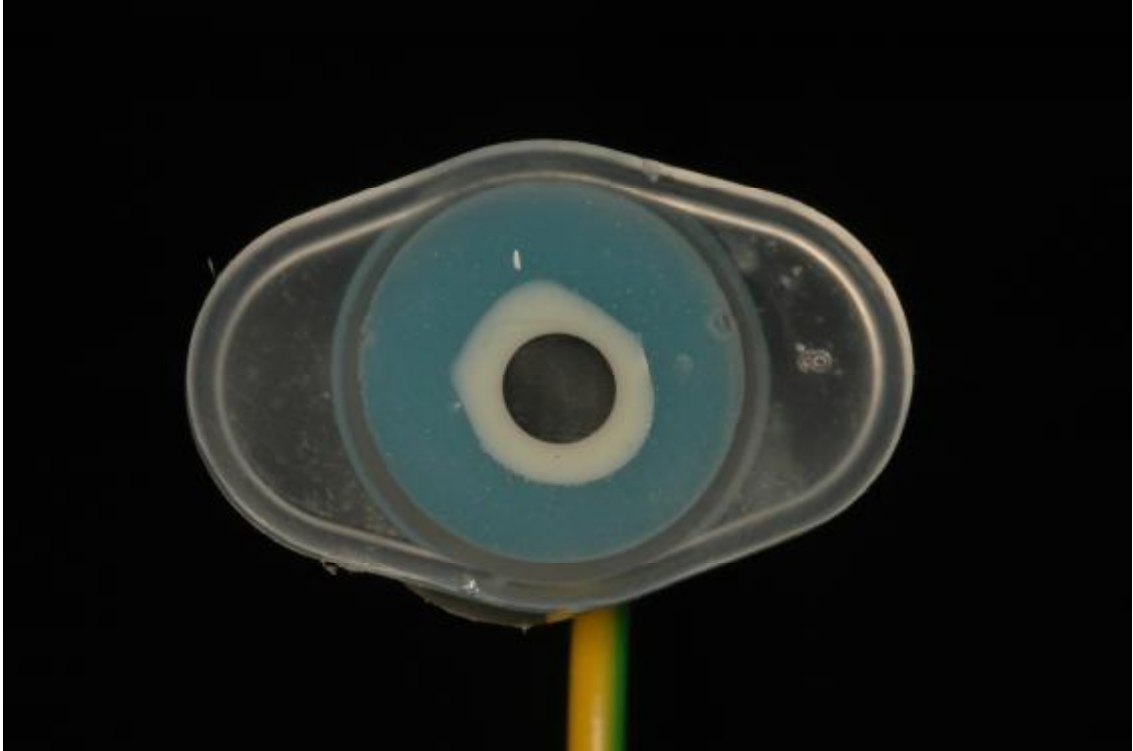


Şekil 3.1: Elektrokimyasal test örnekleri. (Soldan itibaren) Ni-Cr, DLC kaplı Ti, Ti

3.1.2. Test Elektrotlarının Hazırlanması

Örneklerin, arka kısımları boyunca birer oluk açılmış ve 30 cm uzunluğundaki 1,5mm çaplı bakır kablolar uç kısımlarından yalıtkan kabukları 1 cm uzunluğunda soyularak, örnek çapı olan 5mm boyundaki uç kısımları 90°'lik açılar oluşturacak şekilde bükülmüştür. Bakır telin bükülen uç parçaları disk şekilli örneklerin arka kısmına açılan oluk boyunca örneklere lehimlenmişlerdir. Takiben örnekler temiz yüzeyleri cam yüzey üzerine denk gelecek şekilde özel bir tutucu ile lam üzerine sabitlenmişlerdir. Yan yüzeylerden sızdırmazlığın sağlanması amacıyla, restoratif diş hekimliğinde metal postlar ve restorasyonların simante edilmesinde kullanılan Panavia-F (Kuraray Medical Inc., Osaka, Japonya) rezin siman, örneklerin cam ile temas eden yüzey kenarlarını çepeçevre saracak şekilde tatbik edilmiştir. Resin siman uygulaması öncesi rezin-metal bağlantısının ve sızdırmazlığının geliştirilmesi amacıyla metal yüzeyleri Panavia-F rezin siman sistemi içerisinde bulunan metal primeri ile muamele edilmiştir. Lam üzerine, örnekleri tamamen içerisine alacak şekilde uçları kesilmiş 10cc'lik enjektörler ters şekilde yapıştırılmıştır. Metalografik çalışmalara özel bir epoksi resin olan Technovit 4000 (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya) üretici firmanın direktifleri doğrultusunda karıştırılıp hazırlanarak, içerisinde bakır telle lehimlenmiş elektrotlar bulunan ve lamlara yapıştırılmış kalıplar içerisine dökülmüştür.

Polimerizasyon süresi beklendikten sonra lamalar örnek yüzeylerinden ayrılmıştır. Sonuçta her biri 19,625 mm² yüzey alanına sahip elektrotlar elde edilmiştir. Daha sonra, hazırlanan örneklerin bakır kablo ile metaller arasındaki bağlantısının doğruluğunu kontrol etmek amacıyla bir ampermetre ile akım geçirgenlikleri kontrol edilmiştir. Elektrokimyasal testler öncesinde, DLC kaplı örnekler haricindeki diğer örnekler, mikro aşındırma ve polisaj ünitesinde (Exakt 400 CS, Exakt Aparatbau, Norderstad, Almanya) sırasıyla 500, 800, 1200, 2500 gritlik SiC zımpara kağıtları ile yüzey muamelesine tabi tutulmuş ve takiben 1µ luk elmas pasta ve elmas solüsyonu (Diapat, Metkon Inst. Ltd., İstanbul, Türkiye) ile parlatılmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: Hazırlanmış elektrot.

3.1.3. Elektrolit Solüsyonun Hazırlanması

Elektrokimyasal testlerin yapılacağı elektrolit solüsyonu olarak Fusyama ve Meyer tarafından tarif edilen 37°C sıcaklıktaki ve pH değeri 4,9 olarak belirlenen Fusayama yapay tükürük solüsyonu kullanılmıştır^{196,197}.

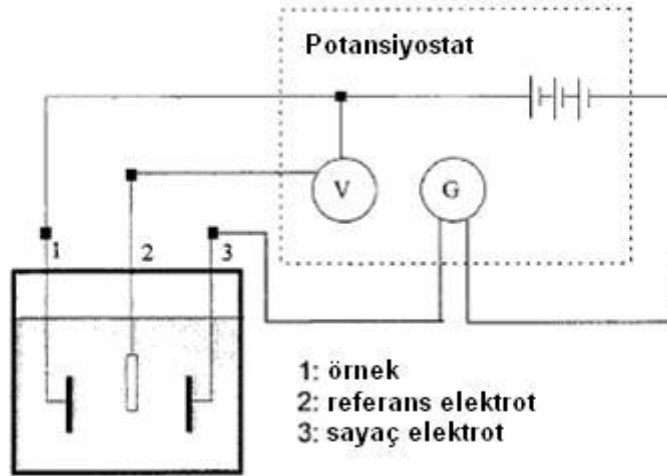
Test ortamı olarak kullanılan havalandırılmalı yapay tükürük solüsyonunun bileşimi aşağıdaki gibidir. Yapay tükürük solüsyonunun hazırlanmasında kullanılan katı kimyasal tuzların tümü Merck & Co (New Jersey, ABD) firmasına ait kimyasallar kataloğundan seçilerek temin edilmiştir.

NaCl	0,4 g/l
KCl	0,4 g/l
CaCl ₂ ·2H ₂ O	0,795 g/l
NaH ₂ PO ₄	0,69 g/l
Üre	1,0 g/l

Hassas terazide tartılan katı kimyasallar, takiben 1lt'lik beher içerisinde saf suya ard arda eklenip karıştırılarak çözündürülmüştür. Elektrokimyasal testler öncesinde yapay tükürük solüsyonu her seferinde taze hazırlanarak test ortamı olarak kullanılmıştır.

3.1.4. Galvanik Hücrenin Hazırlanması

Çalışmamızda referans elektrot olarak Ag/AgCl elektrot ve sayaç (counter) elektrot olarak da platin elektrot kullanılmıştır. Hazırladığımız galvanik hücrenin şematik gösterimi Şekil 3.3'de sunulmuştur. Hazırlanan galvanik hücrede elektrolit hacmi (200ml), elektrotların birbirinden uzaklığı (2cm) ve elektrotların elektrolit solüsyonu içerisindeki derinlikleri (6cm) her elektrokimyasal test için sabit tutulmuştur. Elektrokimyasal ölçümler sırasında potansiyodinamik kontroller ve ölçümler Iviumstat (Ivium Technologies, Eindhoven, Hollanda) ve CH Instruments 604 No 64721A (CH Instruments Inc., Austin TX, ABD) potanilyostatlar tarafından gerçekleştirilmiştir. Tüm sistem bilgisayar destekli bir yazılım ile kontrol altında tutulmuş ve ölçümlendirilmiştir.



Şekil 3.3: Kurulan galvanik test hücresinin şematik gösterimi.

3.1.5. Elektrokimyasal Ölçümler

Polarizasyon eğrilerinin belirlenmesi dışında, elektrokimyasal ölçümlerin tümü örneklerin taze hazırlanmış yüzeylerinde ISO 10271 numaralı uluslararası standartta da tavsiye edildiği gibi saf su içerisinde 2 dakikalık ultrasonik temizleme işlemini takiben gerçekleştirilmiştir¹⁹⁸.

Elektrokimyasal testlerde her seferinde taze hazırlanan yapay tükürük solüsyonu test ortamı olarak kullanılmıştır. Test edilen elektrotların her seferinde çalışma elektrotu olarak aynı kabloya bağlanmasına dikkat edilmiştir.

3.1.5.1. Açık Devre Potansiyeli Ölçümleri

Açık devre potansiyeli ölçümlerinde, Iviumstat (Ivium Technologies, Eindhoven, Hollanda) marka potansiyostat kullanılmıştır. Açık devre potansiyeli ölçümleri sırasında örnek elektrotlar çalışma elektrotu olarak potansiyostata bağlanmış ve Ag/AgCl referans elektrotu kullanılmıştır. Ti, Ni-Cr ve DLC elektrotların her biri için her örnekteki ölçümlerin tekrarlanabilirliğini değerlendirmek amacıyla 2 şer açık devre potansiyeli ölçümü gerçekleştirilmiştir. Açık devre potansiyel değeri olarak, tekrarlanabilirliği sınınan yani sapkın değerler görülmeyen örneklerdeki ilk ölçüm değerleri kullanılmıştır. Sonuç olarak 15 örnekten toplam 15 ölçüm değeri elde edilmiştir.

3.1.5.2. Potansiyodinamik Polarizasyon Testi

Örnek elektrotların potansiyodinamik polarizasyon testleri, CH Instruments 604 No 64721A (CH Instruments Inc., Austin TX, ABD) potansiyostat kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Anodik ve katodik polarizasyonlar sırasında tarama aralığı olarak, test örneğinin açık devre potansiyeli sabit değeri üzerinden uygulanan +500mV ile -500mV seçilmiştir. Uygulanan tarama hızı ise 1mV/sn dir. Potansiyodinamik polarizasyon taramasına başlamadan önce, örnek elektrotun sabit bir açık devre potansiyeli değerine ulaşması amacıyla 24 saat beklenmiştir.

3.1.5.3. Galvanik Akım Ölçümleri

Çalışma elektrotların her biri elektrotların hazırlandıkları alaşımların elektrokimyasal soyluk derecelerini belirlemek amacıyla, hazırlanan galvanik hücrede ilk önce platin elektrotlar ile galvanik akım ölçümüne tabi tutulmuşlardır. Titanyum elektrotlar için akım değerleri okumanın gerçekleştirilebildiği son noktaya kadar, Ni-Cr elektrotlar için ise akım değerleri 1 saat süre ile takip edilmişlerdir. Son olarak galvanik hücrede titanyum elektrotlar sayaç elektrotun bağlandığı, Ni-Cr elektrotlar ise çalışma elektrotunun bağlandığı kablolarla bağlanarak birbirleri ile galvanik olarak çiftlenmişler ve galvanik akım ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Galvanik akım ölçümleri için elektrotlar yüzey polisajı işlemlerini takiben teste tabi tutulmuşlardır.

3.2. DLC kaplamanın Protetik Sistem Üzerine Etkisinin İncelenmesi

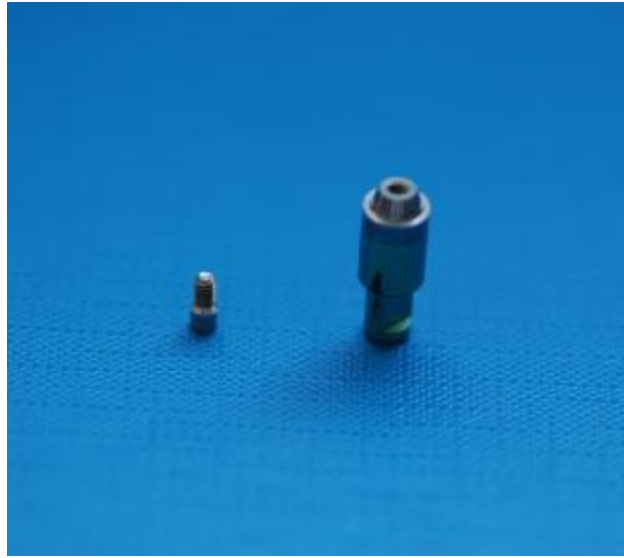
DLC kaplamanın protetik implant üstyapı sisteminin bütünlüğüne etkisinin incelenmesi amacıyla, DLC kaplamanın Ti abutment ile döküm üst yapıların arasındaki marjinal uyum üzerindeki etkisi ve DLC kaplamanın protetik sabitleme sonrası yüzeydeki durumu SEM ile incelenecektir.

3.2.1. SEM İncelemesi İçin Örneklerinin Hazırlanması

DLC kaplamanın protetik parçalar üzerine uygulanabilirliğinin incelenmesi amacıyla çalışmamızın bu kısmında Camlog İmplant Sistemi (Camlog Biotechnologies AG, Basel, İsviçre) protetik parçaları kullanılmıştır.

SEM incelemesi örnekleri için Camlog implant sistemine ait 6mm çaplı 30 adet Bar-Bridge abutment, 30 adet Burn-out plastik, 30 adet sabitleme vidası ve 30 adet implant analogu çalışmamızda kullanılmıştır.

İlk etapta, 10 adet abutment ve 10 adet sabitleme vidası ve bu abutmentleri PECVD tekniğinin plazma çemberi içinde pozisyonlandırmada kullanmak amacıyla 10 adet implant analogu, elektrokimyasal örnekler için kullanılan yöntem ile DLC kaplama işlemine tabi tutulmuşlardır (Şekil 3.5). DLC kaplanacak örnekler çember içerisine Şekil 3.4’de görüldüğü pozisyonda yerleştirilmişlerdir.



Şekil 3.4: Protetik implant parçalarının PECVD çemberine yerleştirilme pozisyonları.



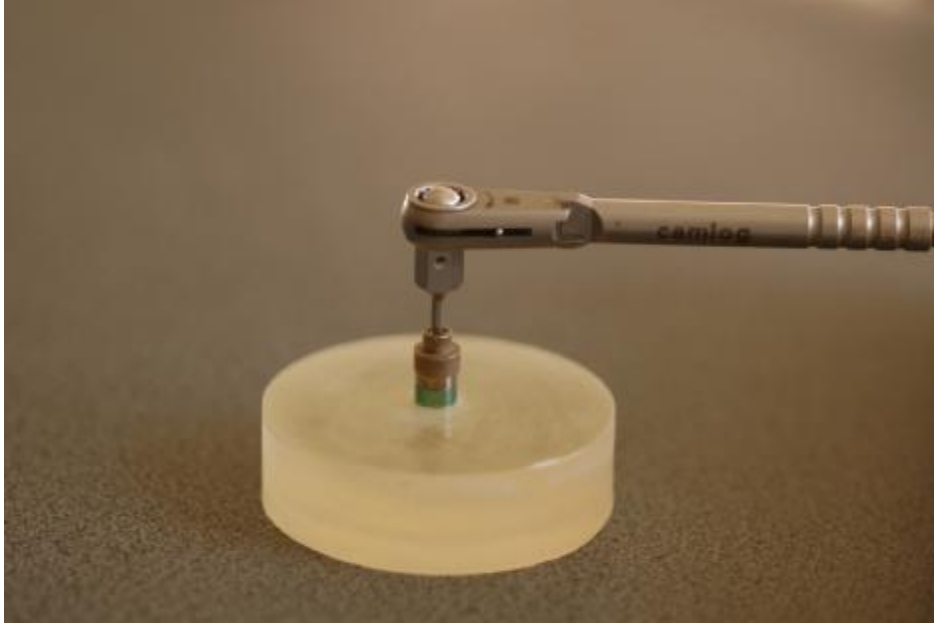
Şekil 3.5: DLC kaplanmış Camlog Bar-Bridge Abutment.

Çalışmamızda döküm üstyapı parçalarının yapımı için Ni-Cr esaslı Remanium CSe (Dentaurum, Pforzheim, Almanya) ve altın esaslı Bego Bio Puntostar XL (Bego, Bremen, Almanya) dental alaşımları kullanılmıştır. Bu alaşımların kimyasal içerikleri Çizelge 3.2’de sunulmuştur.

Çizelge 3.2: SEM örneklerde kullanılan alaşımların kimyasal içerikleri.

Alaşım	Üretici / Menşeg	Alaşım tipi	İçerik (% ağırlık)
Remanium CSe	Dentaurum, Pforzheim, Almanya	Ni-Cr esaslı	Ni:61, Cr:26, Mo:11, Si:1,5 (Fe, Ce, Al, Co) < 1
Bio Puntostar XL	Bego, Bremen, Almanya	Altın esaslı	Au:86 Pt:11,5 Zn:1,6 (Fe, Rh, In) < 1

Döküm işleminde Camlog burnout plastikler, boylarının kısaltılması dışında modelaj ya da herhangi bir işleme tabi tutulmadan, üretici firmaların önerdiği şekilde geleneksel fırınlama ve santrifüjlü döküm teknikleri kullanılmıştır. Döküm sonrası elde edilen örneklerin tijleri uzaklaştırılmış ve her iki üretici firmanın da tavsiye ettiği şekilde 2-3 bar basınç altında 110 µm’luk aliminyum oksit partükülleri (Korox 110, Bego, Bremen, Almanya) ile yüzey temizlemesi ve tesviyesi tamamlanmıştır. Bu yöntem ile 20 adet Ni-Cr alaşımlı üstyapı, 10 adet de altın alaşımlı üst yapı hazırlanmıştır. Hazırlanan üstyapılar üretici firma tarafından tavsiye edildiği şekilde Camlog implant sistemine ait tork anahtarı ile 15 Ncm tork kuvveti ile sabitlenmiştir (Şekil 3.6).



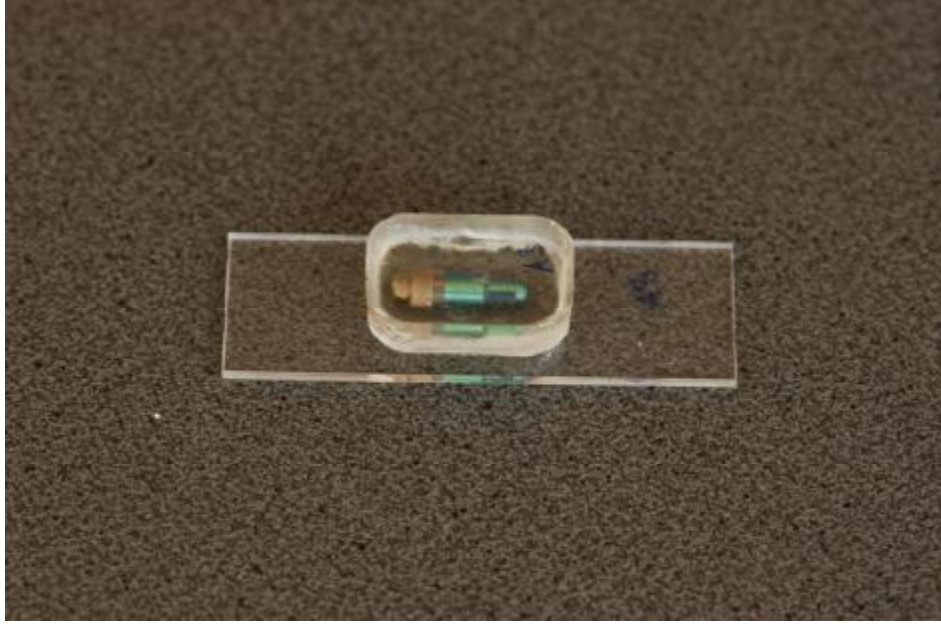
Şekil 3.6: Üstyapı parçalarının sabitlenmesi.

Hazırlanan örneklerin gruplandırılması Çizelge 3.3’de gösterildiği gibidir.

Çizelge 3.3: SEM analizi örnek grupları.

	ÜSTYAPI	ABUTMENT	ADET
Grup 1	Altın esaslı (Bio puntostarXL)	Ti	10
Grup 2 (Kontrol)	Ni-Cr (Remanium CSe)	Ti	10
Grup 3	Ni-Cr (Remanium CSe)	DLC kaplı Ti	10

Dökümleri tamamlanan üstyapı parçalarının abutmentler ile birleştirilmesiyle elde edilen örnekler, yatay şekilde hazır plastik kalıplara yapıştırıldı. Daha sonra, örnekler metil metakrilat (Technovit 7200 VLC, Kulzer & Co, Wehrheim, Almanya) içeren plastik kalıplar içerisine vakum altında hava kabarcığı kalmayacak şekilde gömüldü. Örnekleri içeren bu kutucuklar 40°C’de, dalga boyu 450 nm olan ışık altında 8 saat süre ile polimerize edildi. Tamamen sertleşmiş olan bloklar şeffaf kutucuklardan çıkartıldı. Düz olan alt yüzey bir pleksiglas lam üzerine Technovit 7210 VLC (Kulzer & CO. GmbH, Friedrichsdorf, Almanya) kullanılarak vakum altında yapıştırıldı (Şekil 3.7).

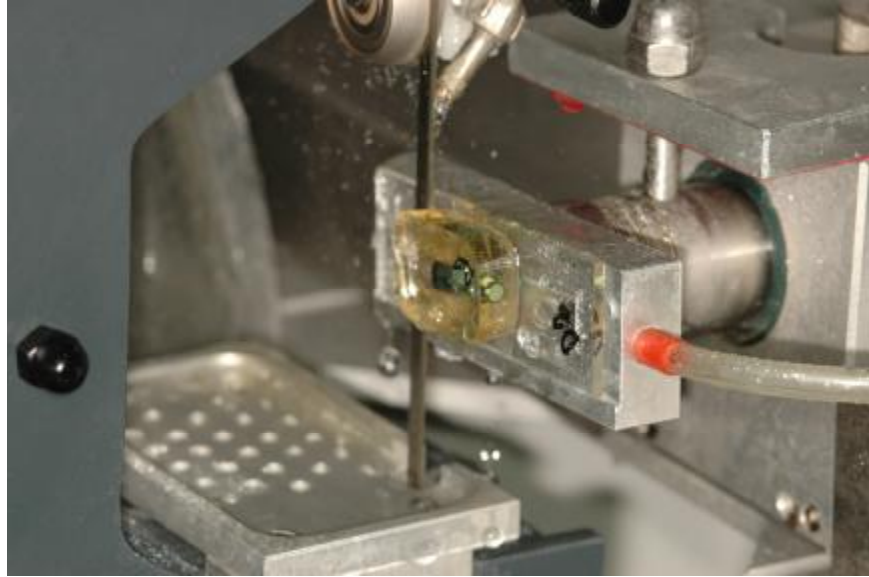


Şekil 3.7: Kesit alma işlemi öncesi lam üzerine yapıştırılmış test örneği.

Lam üzerine yapıştırılmış bu örneklerden, hassas kesme cihazına bağlı elmas testere (Exakt 300 CL, Exakt Apparaturbau, Norderstad, Almanya) ile ortadan iki parçaya ayrılacak şekilde kesitler elde edildi (Şekil 3.8 ve Şekil 3.9). Dikey olarak iki parçaya ayrılan örneklerden sadece lama yapıştırılmış olan taraftaki kesitler SEM incelemesi için kullanılmıştır.



Şekil 3.8: Hassas kesme cihazı.



Şekil 3.9: Örnekten kesit alma işlemi.

Daha sonra örnekler, mikro aşındırma ve polisaj ünitesinde (Exakt 400 CS, Exakt Aparatbau, Norderstad, Almanya) sırasıyla 500, 800, 1200, 2500 gritlik SiC zımpara kağıtları ile yüzey muamelesine tabi tutulmuştur (Şekil 3.10). SEM incelemesi yapılacak olan implant parçaları arası boşluklara kesit alma ve mikro aşındırma sırasında gömülen metal artıklarının temizlenmesi amacıyla, her gritteki aşındırma basamağı sonrası örneklerin basınçlı sıcak buhar ile muamele edilmesini takiben örnekler ultrasonik olarak 5 dakika saf suda temizlenmiş ve daha sonra bir sonraki aşındırma basamağına geçilmiştir. Aşındırma işlemleri tamamlanan örneklere en son, saf alkol içerisinde 5 dakikalık ultrasonik temizleme işlemi uygulanmıştır. Hazırlıkları tamamlanan örnekler kontaminasyonu önleyici şekilde özel paketlerde SEM incelemesine kadar muhafaza edilmişlerdir.



Şekil. 3.10: Mikro aşındırma ünitesi.

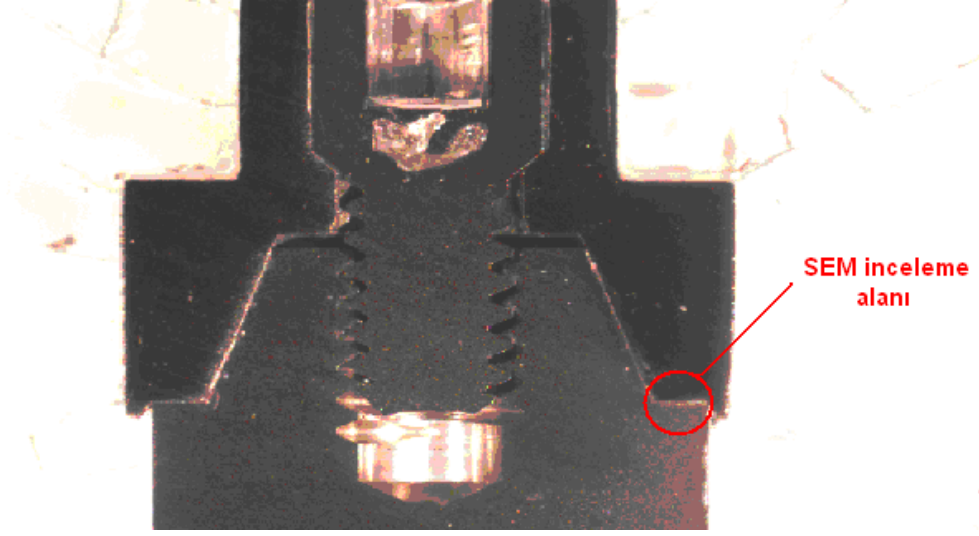
3.2.2. SEM İncelemesi

Kesitleri alınan ve yüzey işlemleri tamamlanan örneklerin SEM incelemesi, İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Malzeme Araştırma Merkezi'nde bulunan Philips XL-30S FEG (Philips, Best, Hollanda) cihazıyla yapılmıştır (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: Elektron tarama mikroskobu.

Hazırlanan örneklerden abutmentların yatay düzlemde döküm üstyapı parçaları ile birleşen, hazırlanan kesitte sol ve sağ tarafta kalan alanların orta bölgelerinden x1000 büyütmede görüntüler alındı. Her bir örnek için biri sol diğeri de sağ bölgeden olmak üzere 2 adet görüntü elde edildi. Daha sonra her örnek için elde edilen bu iki görüntü kesit alma ve aşındırma işlemleri sırasında marjinal aralıkta biriken artık açısından değerlendirildi. Marjinal açıklığın ölçümünün daha kolay ve hatasız gerçekleştirileceği tarafa ait görüntü inceleme için kullanıldı (Şekil 3.12).

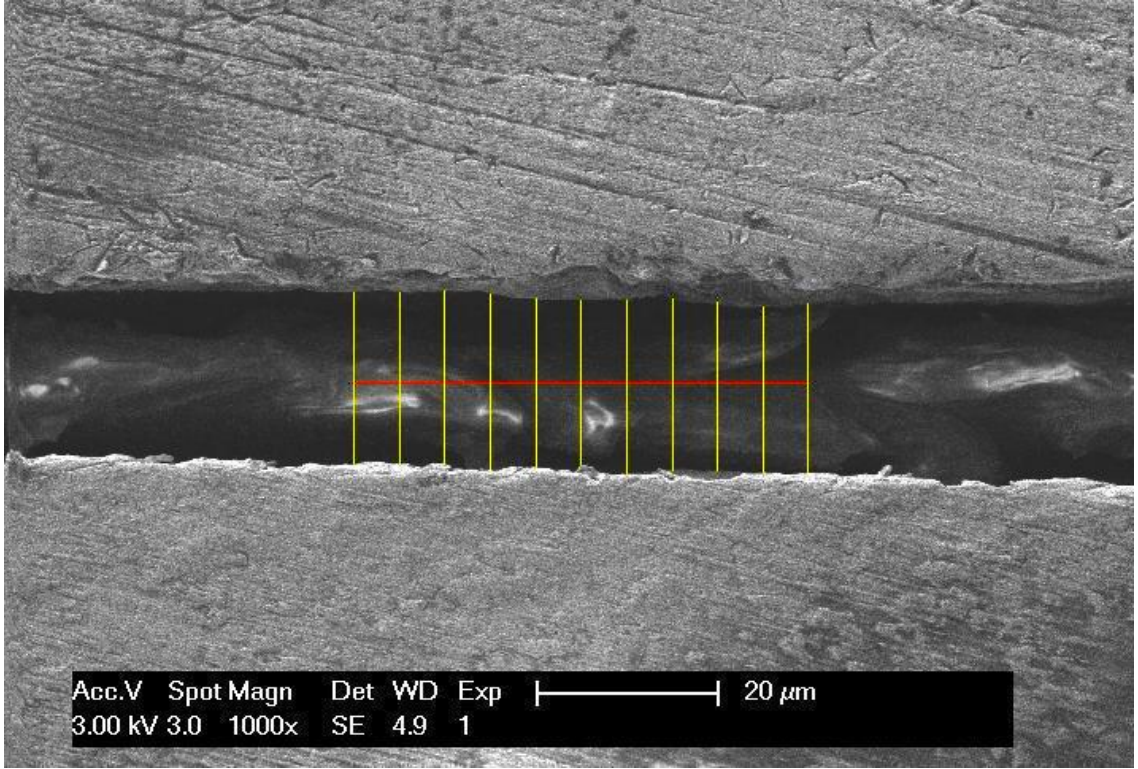


Şekil 3.12: SEM inceleme alanı.

Elde edilen SEM görüntülerinin, orta bölgelerindeki 50µm uzunluğundaki bir alan seçilerek 5µm aralıklar ile 11 adet marjinal aralık ölçümü gerçekleştirildi (Şekil 3.13). Marjinal aralık ölçümleri için Image J 1.40g (National Institutes of Health, ABD) görüntü analiz programı kullanıldı. Elde edilen 11 ölçümün ortalaması ise o örneğe ait marjinal aralık değeri olarak kaydedildi.

3.2.3. İstatistiksel Analiz

Kontrol grubunun bağımsız 2 test grubu ile karşılaştırılması amacıyla elde edilen veriler, istatistiksel analiz programında (SPSS 15.0 for Windows Evaluation Version) Mann-Whitney U-Testleri kullanılarak analiz edildi.



Şekil 3.13: SEM görüntülerinde marjinal uyum incelemesi.

4. BULGULAR

4.1. Elektrokimyasal Testler

4.1.1. Açık Devre Potansiyeli Ölçümleri

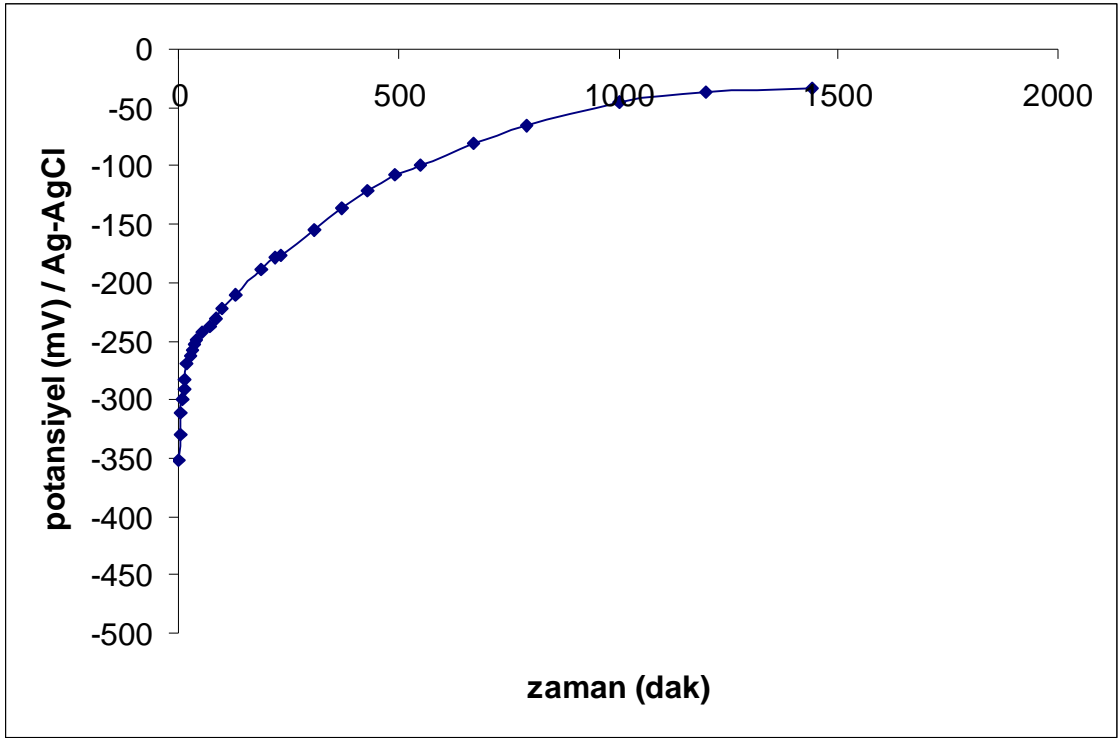
Hazırlanan test elektrotlarının tümü açık devre potansiyeli ölçümüne tabi tutulmuşlardır. DLC kaplı elektrotların açık devre potansiyel / zaman ölçümleri DLC tabakasının elektron ve iyon geçişine izin vermemesi sebebi ile gerçekleştirilememiştir. Örnekler açık devre potansiyeli ölçümleri için potansiyostata bağlandıklarında, okunan değerler potansiyostatın tekrarlayan kendi salınım değerlerinden ibarettir.

Titanyum elektrotların açık devre potansiyeli değerleri, Ni-Cr elektrotların açık devre potansiyeli değerlerinden daha yüksektir. Her elektrot için 24 saat süreli takip sonucu belirlenen açık devre potansiyelleri Çizelge 4.1’de sunulmuştur.

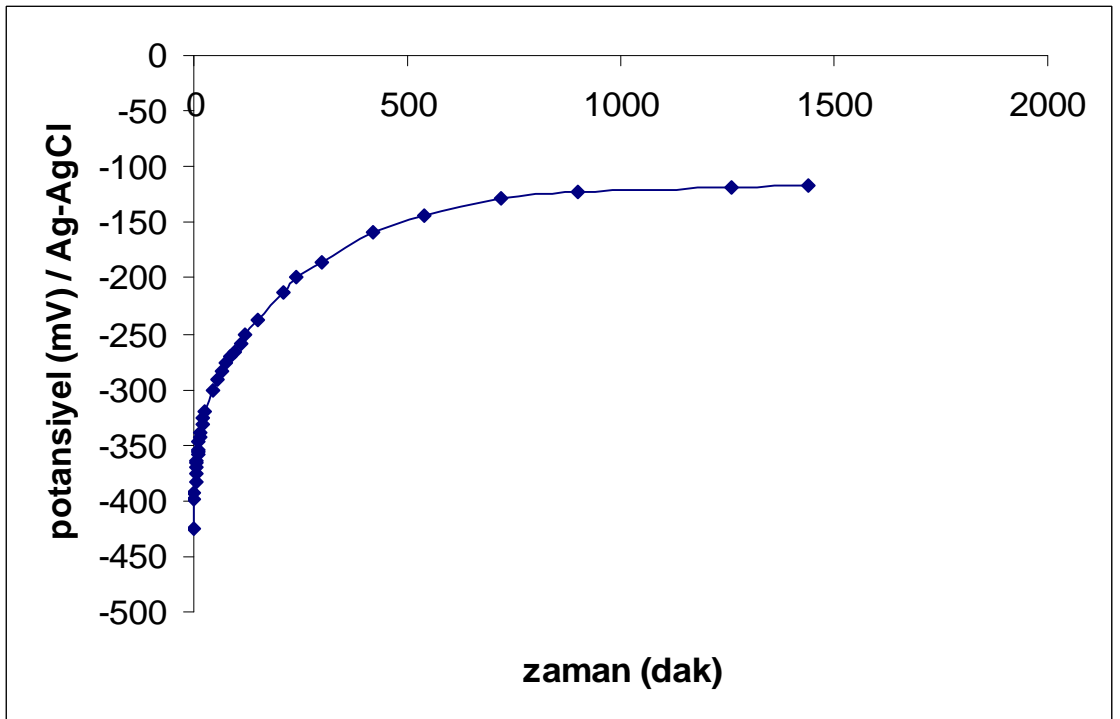
Çizelge 4.1: Test elektrotlarının Ag-AgCl referans elektrota karşın açık devre potansiyel değerleri.

	Ti elektrot	Ortalama ± SS	Ni-Cr Elektrot	Ortalama ± SS
1	- 31 mV	- 22,6 mV ±12,30	- 229 mV	- 139,6 mV ±56,06
2	- 24 mV		- 108 mV	
3	- 2 mV		- 157 mV	
4	- 23 mV		- 117 mV	
5	- 33 mV		- 87 mV	

Titanyum ve nikel-krom elektrotların ilk örneklerinin açık devre potansiyel / zaman grafikleri Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’de sunulmuştur.



Şekil 4.1: Ti elektrotun Ag-AgCl referans elektrota karşın açık devre potansiyel / zaman grafiği.



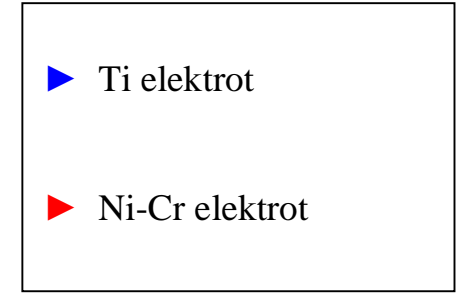
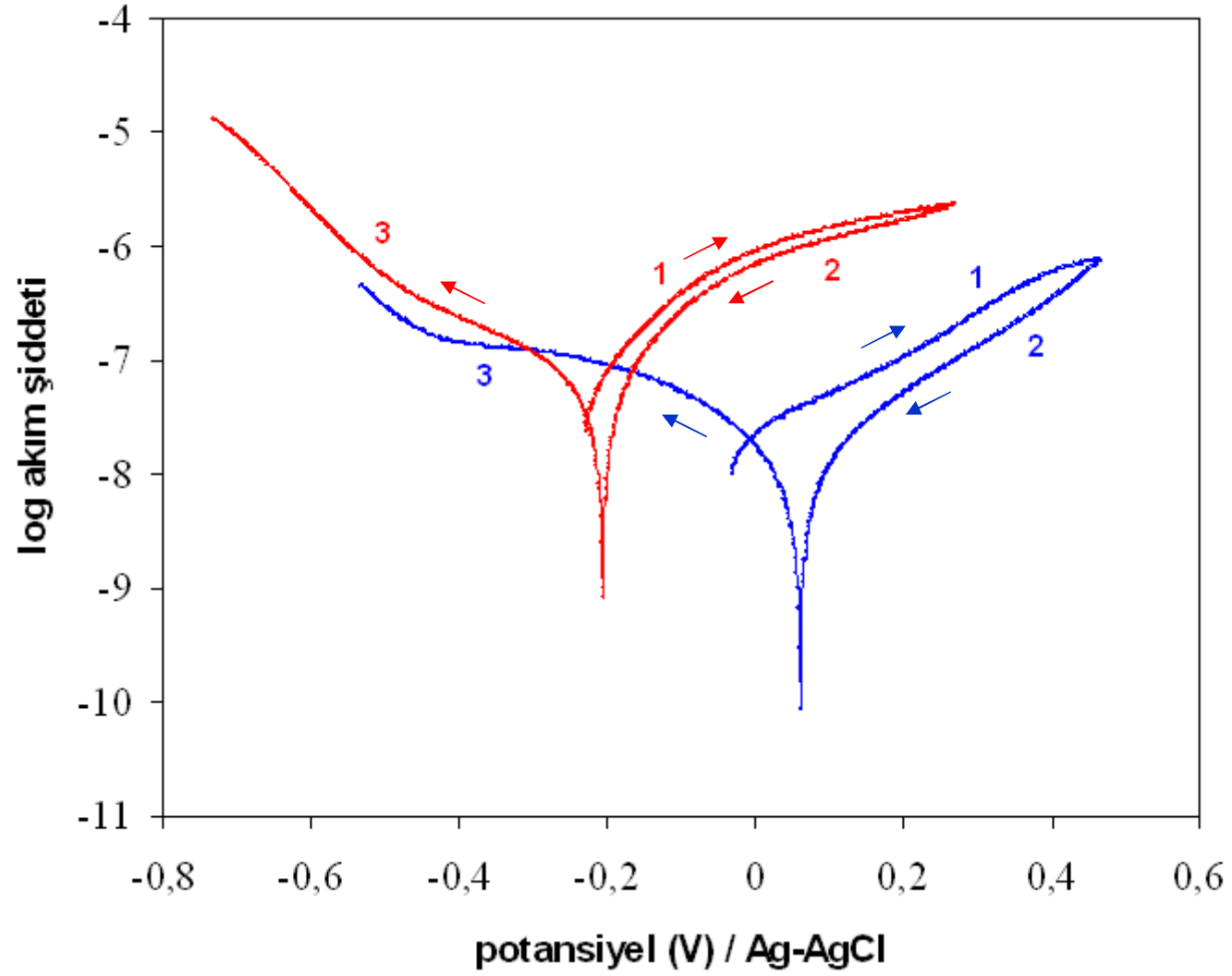
Şekil 4.2: Ni-Cr elektrotun Ag-AgCl referans elektrota karşın açık devre potansiyel / zaman grafiği.

Titanyum elektrotun Ag/AgCl elektrota karşın başlangıçtaki potansiyel değerinin önemli ölçüde negatif bir değere sahip olması metal yüzeyinin elektrokimyasal olarak aktif olduğunu göstermektedir. Elektrolit içerisinde eriyik halde bulunan oksijenin etkisiyle yüzey oksit tabakası ile kaplanır. Grafiklerden görüldüğü üzere 8-9 saatlik bir süre içerisinde pasif film tabakası oluşumu önemli ölçüde tamamlanmıştır.

Ni-Cr elektrotun Ag/AgCl elektrota karşın başlangıçtaki potansiyel değerinin Ti elektrottan daha negatif bir değere sahip olması ve açık devre potansiyeli denge değerinin titanyum elektrota oranla ortalama olarak -117mV daha düşük olması, titanyumun elektrokimyasal olarak daha kararlı ve daha soy karakter sergileyen bir metal olduğunu ortaya koymaktadır.

4.1.2. Potansiyodinamik Polarizasyon Testi

Açık devre potansiyel / zaman grafikleri önceki bölümde sunulan elektrotların açık devre potansiyelleri üzerinden, +500mV ile -500mV tarama aralığında, 1 mV/sn tarama hızı ile elde edilen potansiyodinamik polarizasyon diyagramı Şekil 4.3'de sunulmuştur.



Şekil 4.3: Ti ve Ni-Cr elektrotların potansiyodinamik polarizasyon diyagramları.

Potansiyodinamik polarizasyon diyagramından yorumlanabileceği üzere (Şekil 4.4);

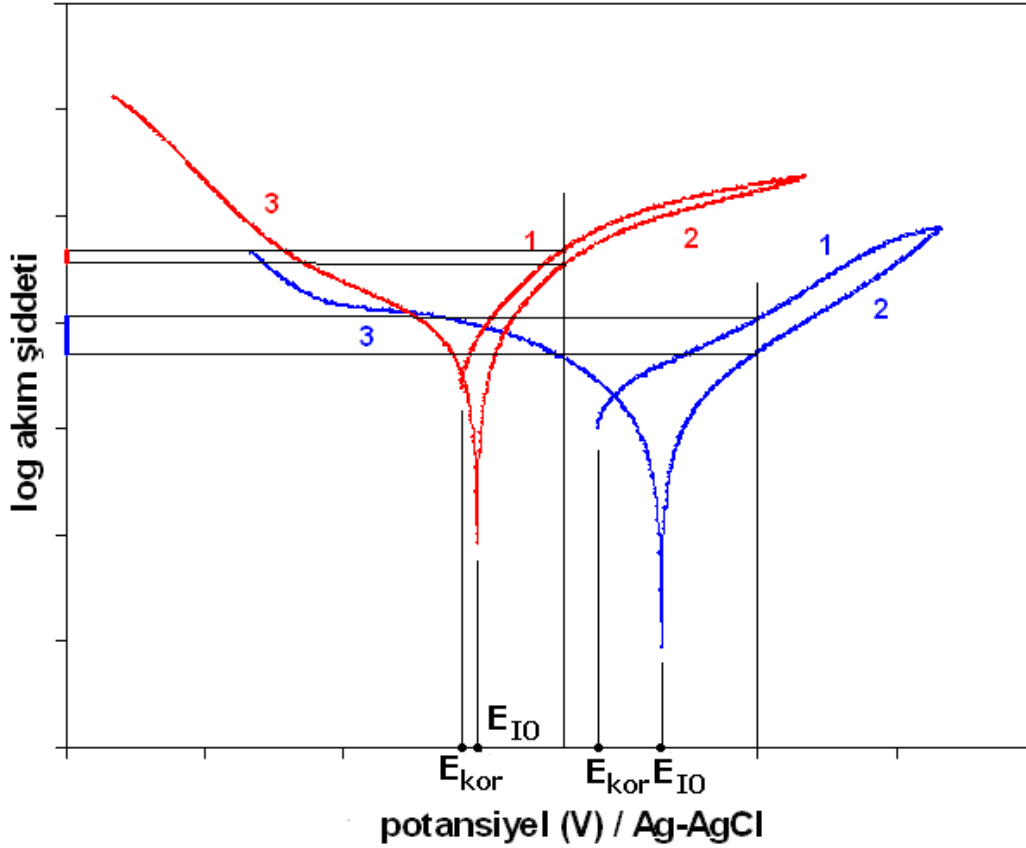
Ni-Cr'un korozyon potansiyeli (E_{kor}) titanyumdan daha negatif bir değerdir. Bu durum titanyumun yüzeyindeki oksit tabakasının Ni-Cr'a oranla daha koruyucu olduğunu göstermektedir.

Anodik polarizasyon ile metal yüzeylerindeki oksit tabakası geliştirilmiş ve daha kararlı bir hal elde edilmiştir. Anodik bölgedeki (1. ve 2. bölgeler) bir potansiyel değeri seçilip o değerden çizilen dik çizginin eğrilerin 1 ve 2 numaralı bölgelerinin kestiği noktalara karşılık gelen akım değerleri incelenir ise; titanyumdaki akım değerindeki düşüşün daha fazla, Ni-Cr'un akım değerindeki düşüşün daha az olduğu tespit edilir. Bu durum anodik polarizasyon ile gerçekleştirilen titanyum yüzeyindeki oksit gelişiminin Ni-Cr'dan daha fazla olduğunu işaret eder.

Anodik polarizasyon ile elde edilen kararlı haldeki potansiyel değerine sıfır akım potansiyeli (E_{I0}) adı verilmektedir. Sıfır akım potansiyeli, polarizasyon eğrisinin 2 numaralı bölgesinin en sonundaki potansiyel değeridir. Taramanın başladığı potansiyel değeri ise korozyon potansiyelidir (E_{kor}). Diyagramda görüldüğü üzere, anodik polarizasyon ile titanyumda E_{kor} değerinden E_{I0} değerine meydana gelen kayma, Ni-Cr'dan daha fazladır.

Anodik polarizasyonda, gerek sabit bir potansiyelde titanyumun belirlenen akım değerindeki düşüşün daha fazla gerekse E_{kor} değerinden E_{I0} değerine meydana gelen kaymanın daha fazla oluşu titanyum yüzeyinde gelişen oksit tabakasının daha koruyucu ve daha kararlı olduğunu göstermektedir.

Her iki elektrotun da katodik karakterleri benzerdir. Potansiyodinamik polarizasyon eğrisinin katodik kısmından yola çıkarak gösterdikleri oksijen indirgenmesi ve hidrojen indirgenmesi davranışları aynı olduğu söylenebilir.



Şekil 4.4: Potansiyodinamik polarizasyon diyagramındaki inceleme yöntemi.

4.1.3. Galvanik Akım Ölçümleri

Galvanik olarak çiftlenen platin elektrot ile titanyum elektrotlar arası meydana gelen galvanik akımların tamamı 3 ile 3,5 dakika arası sürelerde testlerin takip edildiği potansiyostatın ölçüm aralığı dışında kalan sifıra yakın değerlere yaklaşmışlardır. Belirtilen süreleri takiben okunan akım değerleri, potansiyostatın tekrarlayan kendi salınım değerlerinden ibarettir.

Platin elektrot ile galvanik olarak çiftlenen Ni-Cr elektrotların akım değerleri 1 saat süre ile takip edilmiştir. Takibi gerçekleştirilen elektrotların akım değerleri 1 saat sonunda ufak artış ve azalma şeklindeki dalgalanmalar ile yatay eksene paralel seyir haline geçmiştir.

Titanyum elektrotların platin elektrot ile çiftlenmesi sonucu okunabilen en düşük akım değerleri ile Ni-Cr arasında yaklaşık 4 kat fark mevcuttur. Ni-Cr elektrotların Ti elektrotlara oranla sahip oldukları daha yüksek platin elektrota karşın akım değerleri, açık

devre potansiyeli bulgularını destekler niteliktedir. Titanyum, Nikel-Krom'a nispeten daha kararlı ve soy karakterlidir.

Titanyum ve nikel-krom elektrotların birbiriyle çiftlendiği durumda sağlıklı akım değerleri tespit ve takip edilememiştir. Titanyum elektrotun, platin elektrotun bağlandığı kabloya, Ni-Cr elektrotun ise örnek elektrotlara ait kabloya bağlanması yoluyla kurulan galvanik hücrede elektrotların yerleştirilmesini hemen takiben kapatılan devreden ilk birkaç saniyelik sürelerde potansiyostatın salınım değerlerinden farklı pozitif akım değerleri gözlenmiş ancak kaydı tutulacak değerler elde edilememiştir. Bu durum, test aletlerimizin en düşük μA birimi seviyesindeki akım değerlerinin ölçümüne olanak sağlamasından kaynaklanmaktadır.

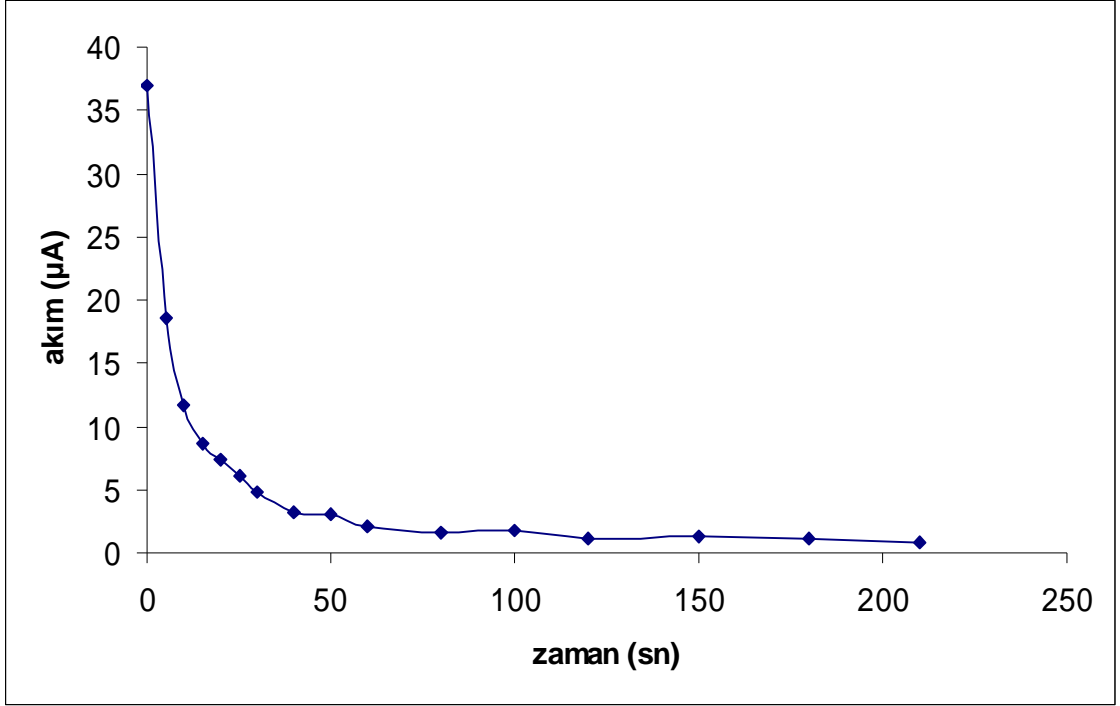
Titanyum ve Ni-Cr elektrotların platin elektrot ile çiftlenmesi sonucu okunabilen en düşük akım değerleri Çizelge 4.2'de sunulmuştur.

Platin elektrota karşın galvanik akım ölçümü gerçekleştirilen titanyum elektrotun akım / zaman grafikleri Şekil 4,5'de sunulmuştur.

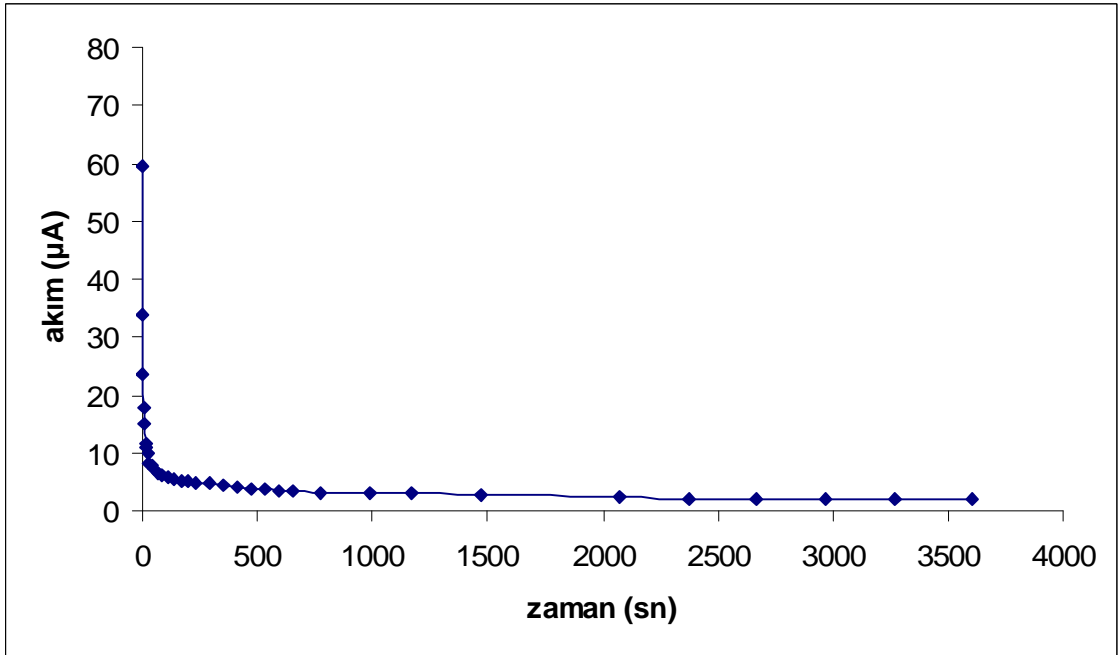
Platin elektrota karşın galvanik akım ölçümü gerçekleştirilen nikel-krom elektrotun akım / zaman grafikleri Şekil 4,6'da sunulmuştur.

Çizelge 4.2: Test elektrotlarının platin elektrot ile çiftlendiklerindeki en düşük akım değerleri.

	Ti – Pt Çifti		Ni-Cr – Pt Çifti	
1	0,703 μA	0,661 μA $\pm 0,134$	3,551 μA	2,466 μA $\pm 0,701$
2	0,760 μA		2,157 μA	
3	0,606 μA		1,847 μA	
4	0,454 μA		2,002 μA	
5	0,785 μA		2,776 μA	



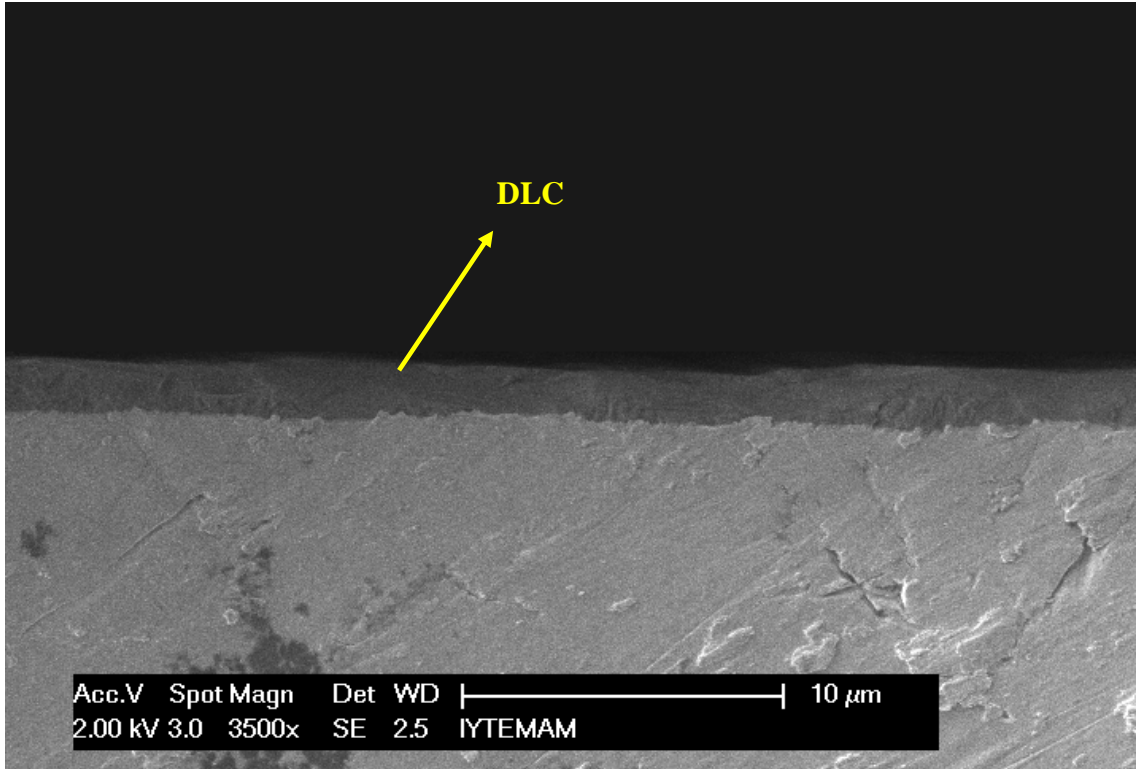
Şekil 4.5: Titanyum elektrotun platin elektrot ile çiftlendiğindeki akım / zaman grafiği.



Şekil 4.6: Ni-Cr elektrotun platin elektrot ile çiftlendiğindeki akım / zaman grafiği.

4.2. DLC kaplamanın Protetik Sistem Üzerine Etkisinin İncelenmesi: SEM İncelemesi

Titanyum üstyapı parçası üzerine uygulanan DLC kaplamanın x 3500 büyütmedeki SEM görüntüsü Şekil 4,7’de sunulmuştur. Bu görüntü üzerinde gerçekleştirilen ölçümler ile DLC tabakasının yaklaşık 2µm kalınlığında olduğu belirlendi.



Şekil 4.7: Ti abutment üzerine uygulanmış DLC kaplamanın SEM görüntüsü.

Her örneğin SEM görüntüsü üzerinden yapılan 11 adet ölçümün ortalaması ile elde edilen örneklerle ait marjinal aralık değerleri Çizelge 4.3’de sunulmuştur.

Çizelge 4.3: Örneklere ait marjinal aralık değerleri.

	Grup 1 Au / Ti	Grup 2 Ni-Cr / Ti	Grup 3 Ni-Cr / DLC
1	8,995 µm	20,470 µm	19,437 µm
2	8,710 µm	21,195 µm	20,614 µm
3	9,146 µm	21,050 µm	19,889 µm
4	9,872 µm	22,642 µm	22,021 µm
5	7,839 µm	21,921 µm	20,421 µm
6	10,888 µm	20,614 µm	20,337 µm
7	9,581 µm	21,485 µm	20,985 µm
8	8,420 µm	20,179 µm	21,002 µm
9	9,001 µm	20,905 µm	20,513 µm
10	8,855 µm	21,340 µm	20,768 µm
Ort.	9,1307 µm *	21,1801 µm	20,5987 µm
S.S.	0,8368	0,7245	0,6931

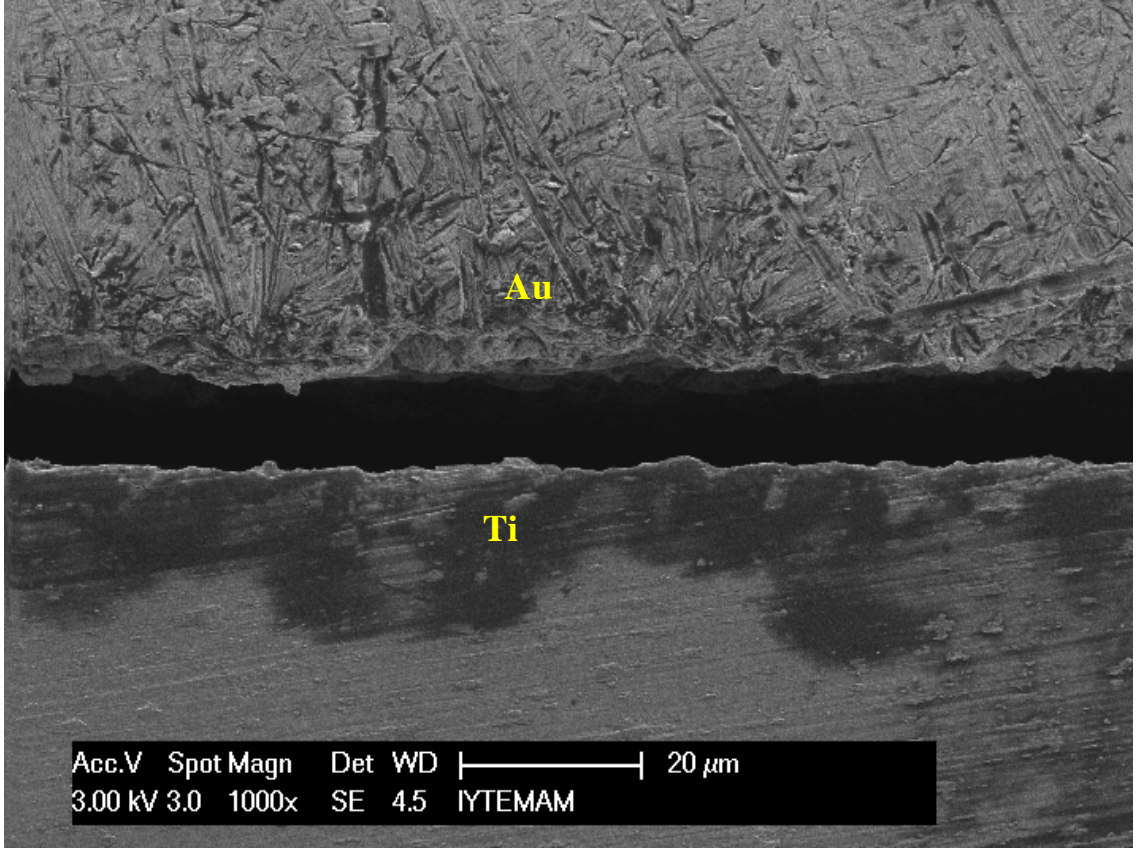
“ * ” simgesi kontrol gurubu olarak kabul edilen 2.grup ile istatistiksel olarak anlamlı farkı işaret etmektedir ($p<0.05$).

Altın üstyapı / Ti abutment test grubu (grup 1), kontrol grubu olarak da kabul edilen Ni-Cr üstyapı / Ti abutment test grubundan (grup 2) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük marjinal açıklık değerlerine sahiptir ($p<0.001$).

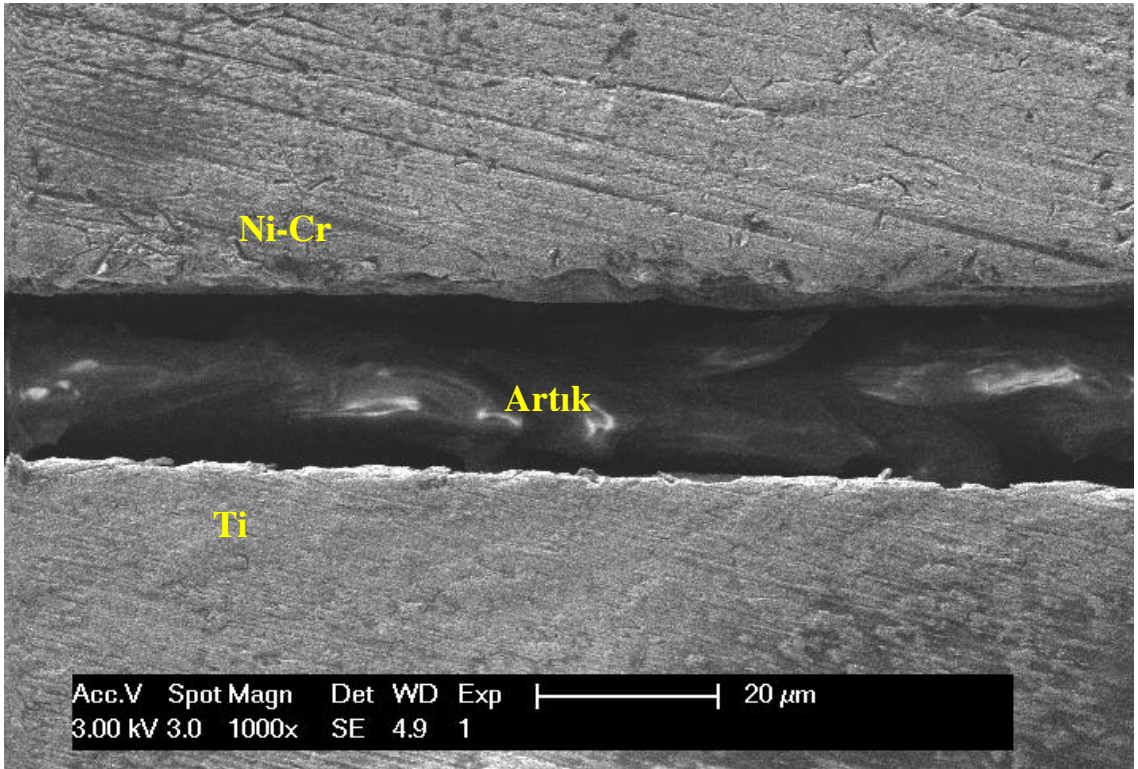
Ni-Cr üstyapı / Ti abutment kontrol grubu (grup 2) ile Ni-Cr üstyapı / DLC kaplı Ti abutment test grubunun (grup 3) marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.075$).

Altın üstyapı / Ti abutment test grubu (grup 1), Ni-Cr üstyapı / Ti abutment test grubu (grup 2) ve Ni-Cr üstyapı / DLC kaplı Ti abutment test grubu (grup 3) örnek SEM görüntüleri sırası ile Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve Şekil 4.10’da sunulmuştur.

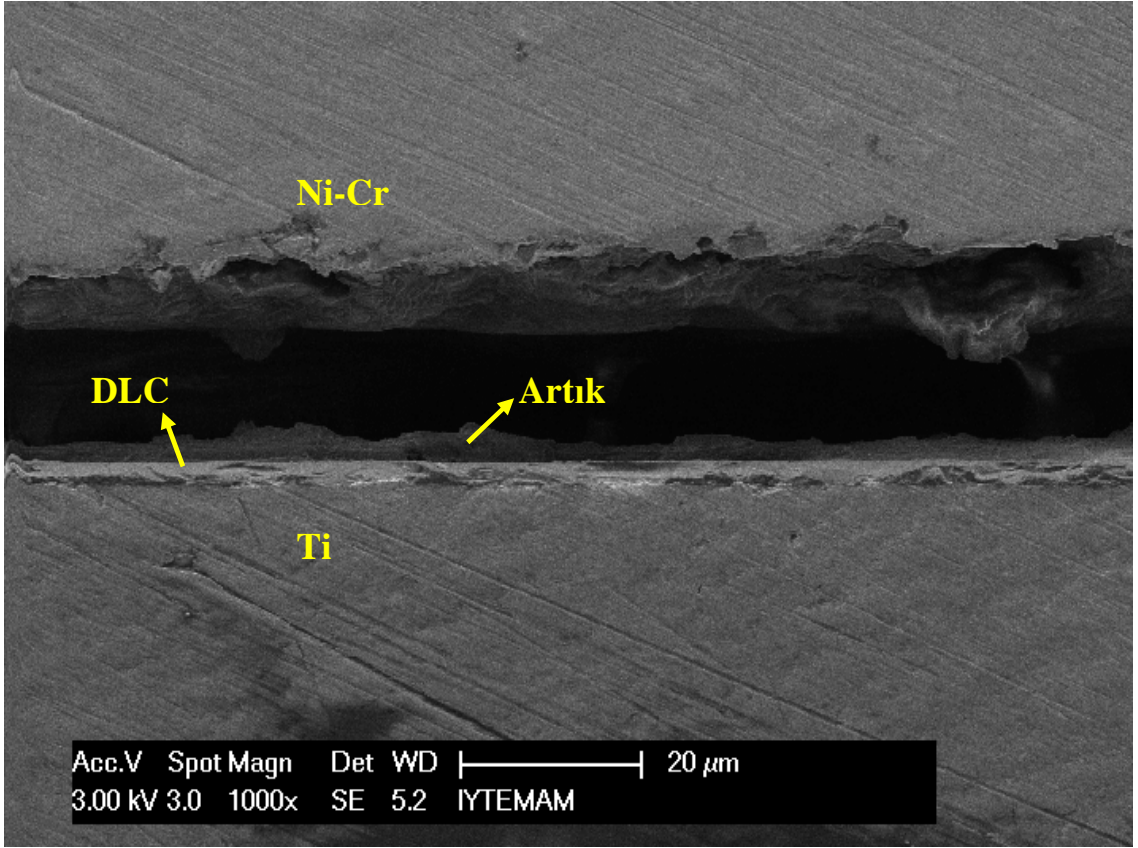
İncelenen test örneklerinin hiç birinde SEM görüntüsü elde edilen alanda DLC tabakasında soyulma ya da oyuklanma gözlenmemiştir.



Şekil 4.8: Grup 1 (altın / titanyum) örnek SEM görüntüsü.



Şekil 4.9: Grup 2 (Ni-Cr / titanyum) örnek SEM görüntüsü.



Şekil 4.10: Grup 3 (Ni-Cr / DLC) örnek SEM görüntüsü.

5. TARTIŞMA

Elektrokimyasal olarak uyumsuz iki metal, aynı elektrolit içerisinde yerleştirildiğinde, elektriksel olarak bağlanmadıkları sürece, iki farklı korozyon potansiyeli sergilerler. Ancak elektriksel temasın sağlanması ile sistem etkilenir ve iki korozyon potansiyeli dengeye ulaşarak bir denge potansiyeline erişir. Bir başka ifade ile, elektriksel bağın kurulması ile metallerin kendi korozyon hızları değişir, anodik karakterli metalin korozyonu hızlanır, katodik karakterli metalin korozyonu ise azalır hatta durabilir. Söz konusu olan durum ağız içerisinde elektrokimyasal olarak uyumsuz metallerin bir arada kullanılması ile meydana gelen galvanik korozyon olgusudur. Tükürükteki klorür, florür ve sülfür benzeri iyonların metal yüzeyindeki koruyucu oksit tabakasını çözücü etkisi ile veya ağız içerisindeki mekanik faktörler ile oksit tabakasının uzaklaşması gibi durumlar söz konusu olduğundan galvanik korozyon ağız içerisinde sürekliliği olan bir durumdur. Eğer elektrokimyasal olarak uyumsuz metallerin yalıtımı uygun yalıtkanlar ile sağlanabilir ise akım engellenmiş olur ve galvanik korozyon önemli ölçüde azaltılabilir hatta engellenebilir.

ABD'nin Michigan eyaletinde 1985 yılında, diş hekimliğinde kullanılan dental alaşımların biyoyumluluk, toksisite ve hipersensitivite gibi özelliklerini konu alan uluslararası bir çalıştay düzenlenmiştir. Çalıştay raporunda, dental alaşımların biyoyumluluğu ile ilgili yetersiz bilgilere rağmen, bu alaşımların üstün klinik etkinlikleri belirtilmiştir^{199,200}. Bu çalıştayın üzerinden yirmi yılı aşkın bir süre geçmiş olmasına rağmen nikel içeren dental alaşımların güvenilirliği halen sorgulanmaktadır. Nikel içeren dental alaşımlar korozyona uğrayarak metal iyonu salabilirler. Söz konusu metal iyonu salınım hızı oldukça düşüktür ve toksisiteye neden olacak kritik değerin altındadır²⁰¹. Tekrarlayan şekilde iyon salınımına düşük dozda maruz kalmalar teorik olarak toksik reaksiyonlara neden olabilir. Bu tip reaksiyonlar nadirdir ve genel olarak diş hekimliğinde kullanılan nikel içerikli alaşımlar ile ilişkili olmadıkları düşünülmektedir²⁰². Ancak, son dönemdeki bazı çalışmalar, nikel içerikli dental alaşımlara uzun süre maruz kalan insan monosit ve oral mukoza hücrelerinin olumsuz yönde etkilendiğini ileri sürmektedirler²⁰³⁻²⁰⁵. Unutulmamalıdır ki, metalik restorasyonlardan salınan nikel iyonları ağız ortamında birikmeyecek ve yutulacaktır. Bunun yanı sıra, dental alaşımlardan salınan nikel iyonları, diyet ile alınan nikel iyonu

miktarından önemli ölçüde düşüktür²⁰⁶. Ancak nikel hassasiyetine sahip hastalar için salınım sonucu yutulan nikel iyonlarının sistemik nikel miktarında kaçınılmaz bir artış sağlayacağı akıldan çıkarılmamalıdır.

Bizim çalışmamızda, DLC kaplamanın galvanik koroziv aktiviteyi engelleyici etkisini ve DLC kaplamanın implant-üst yapı sistemin uyumuna etkisini incelemek amacıyla horizontal vida tutuculu bir protetik implant üst yapı sistemi şablon olarak kullanılmıştır. Bu uygulamanın pratikte uygulanabilirliği göz önünde bulundurulurken DLC kaplamanın korozyon bariyeri olarak işlev görmesine ek olarak, siman tutuculu sistemde kullanılan simanın titanyum ile Ni-Cr arasındaki izolasyonu artıracığı ve galvanik etkileşimi minimize edeceği akıldan çıkarılmamalıdır^{207,208}.

DLC'nin yüksek seviyede bulundurduğu artık gerilmeler ve taban malzeme ile kimyasal etkileşime duyarız kalması, kaplamanın adezyon gücünü zayıflatmakla kalmayıp, yüksek temas yüklerinde kırılıp ayrılmasına sebep olur²⁰⁸⁻²¹¹. Günümüzde bu adezyon sorununa, çelik taban malzeme ile DLC arasına metal örneğin titanyum ya da silisyum ara tabaka kullanmak suretiyle çözüm aranmıştır²¹⁰. Çalışmamızda da DLC ile titanyum arasındaki adezyonu arttırmak ve DLC tabakasının yalıtkanlığını pekiştirmek amacıyla silisyum ara tabaka kullanılmıştır.

Elmas benzeri karbon kaplamalar günümüze kadar diş hekimliğinde çok az çalışmada kullanılmıştır. De Maeztu et al.²¹² ve Kim et al.²¹³ DLC filmleri implant yüzey kaplamaları olarak kullanmışlardır. Elmas benzeri karbon kaplamanın dental implant üstyapı parçalarında kullanıldığı tek çalışma, Kim et al.²¹⁴ tarafından yapılan vida gevşemesini engelleme amacını taşıyan ve olumlu sonuçlar ortaya koyan bir araştırmadır.

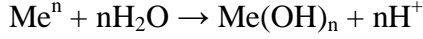
Allon-Alaluf et al.²¹⁵ çalışmalarında metal-yalıtkan-metal tipi aletlerde yalıtkan tabaka olarak plazma saçtırma yöntemi ile uygulanmış bir elmas benzeri karbon kaplamayı kullanmış ve başarılı sonuçlar rapor etmiştir.

Choi et al.²¹⁶ çalışmalarında plazma tabanlı iyon saçtırmalı bir depozisyon tekniği ile oluşturduğu silisyum ara tabanlı elmas benzeri karbon kaplamaları magnezyum alaşımın korozyondan korunmasında başarı ile kullanmıştır.

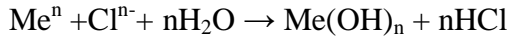
Szmdit et al.²¹⁷ çalışmalarında, metal-yalıtkan-yarı iletken tip aletlerde yalıtkan tabaka olarak PECVD tekniğinin kullanıldığı bir DLC kaplama yöntemini kullanmış ve olumlu sonuçlar bildirmiştir.

Oluşan galvanik hücreler tarafından meydana getirilen elektrik akımı bir yandan solüsyon içerisinde lokal oksijen seviyesinde azalmaya sebep olurken diğer taraftan da solüsyon içerisinde metal iyonlarında artışa sebep olur. Çözünmüş oksijen seviyesindeki bu düşüş ve metal iyonları yoğunluğundaki bu artış ile;

Metal hidroksillerin oluşumu ve pH'da azalma,



Tükürük yapısı içerisine dışarıdan Cl^- iyonları difüzyonu meydana gelir.



Ortam pH'sındaki azalma ve Cl^- iyonlarındaki artış, aralık korozyonu olgusunun oluşumu ve ilerlemesi açısından önemli iki faktördür. Çoklu alaşım kombinasyonlarının bulunduğu durumlardaki en kötü durum aralık korozyonudur. Ağız ortamındaki pH seviyesinin nötr seviyeden çok asidik değerlere kadar farklılıklar gösterdiği bilinmektedir ²¹⁸⁻²²¹. Bunun yanı sıra bu tür protetik yapılarda bulunan aralıklarda pH seviyesi 3,0 ve daha aşağı değerlere düşebilir ²²²⁻²²⁴. Ortamın asitliği zaman ile artacak ve bu durum alaşımın yüzeyindeki pasif tabakanın çözünmesini sağlaması nedeniyle lokal korozyonda artışa sebep olacaktır ^{225,226}. Bu sebeple farklı metallerden oluşan protetik yapılardan kaynaklanabilecek galvanik korozyon olgusunu, her parçanın aralık korozyon davranışı ile beraber çalışmak gerekli ve önemlidir ¹¹¹.

Ağız ortamını tam olarak simüle edebilecek ve böylece maddelerin korozyona karşı dirençleri ile ilgili kesin bilgiler edinilmesini sağlayacak bir laboratuvar test yöntemi yoktur, ancak yararlı fikirler verebilecek deneyler yapılabilmektedir. Potansiyodinamik polarizasyon tekniğinin de bazı zayıf noktaları vardır. Kısa süreli bir test olduğu için, bir alaşımın uzun bir zaman dilimindeki korozyon davranışı hakkında bilgi edinmek için yeterli olmayabilir ²²⁷.

In vitro dental çalışmalar için kullanılan akışkan elektrolit sistemleri, belli başlı bazı temel özelliklere sahip olmalıdır ve doğal tükürüğü olabildiğince iyi derecede taklit etmelidir ²²⁸. Dental alaşımların ağız içindeki korozyon davranışlarını laboratuvar ortamında araştırmadaki en büyük zorluklardan biri hiç kuşkusuz uygun bir yapay tükürük kullanılmasıdır. Yapay tükürük terimi geniş bileşimsel varyasyonlar nedeni ile kesin ve net bir tanımlamayı işaret etmemektedir. Bu varyasyonlar, parotid, submaksiller, sublingual ve minör tükürük bezlerinin salgılarının birbirinden önemli ölçüde farklılıklar göstermesinden ileri gelmektedir. Bu sebeptendir ki, bileşimi kesin ve

net şekilde tarif edilememiş olan doğal bir ürünün fiziksel ve kimyasal özelliklerini tam olarak taklit edecek bir solüsyon hazırlamak imkansızdır²²⁸. Ağız içerisinde kullanılan dental alaşımlar, yemek yeme ve diş fırçalama alışkanlıkları gibi faktörlerden etkilenen karmaşık bir ortama maruz kalırlar. Tükürüğün bileşimi bireyden bireye ve hatta aynı bireyde gün içerisinde geniş farklılıklar gösterir. Reflü ya da kusma gibi durumlar da tükürüğün yapısı ve pH'sı üzerinde etkilidirler¹⁰⁰. Yapay tükürük geliştirilmesi zordur, çünkü tükürük çok karmaşık bir yapıya sahip olduğu gibi, içindeki yapıtaşlarının değerlerinde de büyük oynamalar olur⁵. Yapay tükürük içeriğine göre test edilen alaşımların korozyon dirençlerinde önemli farklılıklar gözlemlenebilir⁹¹. Değişik tuz içerikli ve oranlı birçok yapay tükürük karışımı önerile gelmiştir^{196,229,230}. Fusayama yapay tükürük solüsyonu, kloritler, sodyum, potasyum ve kalsiyum ihtiva eden akışkan bir solüsyondur. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan yapay tükürük formülü Fusayama'ya aittir¹⁹⁶.

Titanyumun elektrokimyasal davranışlarının klinik gerçeklere uygun şekilde çalışılması için, pasif özellik gösteren oksit tabakası oluşum seviyesine ulaşılmış olmalıdır. Fraker et al.²³¹ ile Hoar ve Mears²³² titanyum oksit tabakasının pasivasyonunun önemli ölçüde elektrolit içerisinde kalma süresine bağlı olduğunu göstermişlerdir. Yüzeyi aşındırılmış taze yüzeyli titanyumun aktif bir potansiyele sahip olduğu ve yüzeyindeki film tabakasının kaybının korozyona yatkınlığını arttırdığı rapor edilmiştir. Söz konusu bu stabil oksit tabakası mevcut değil iken, titanyumun reaktivitesi yüksektir ancak zamanla potansiyeli daha soylu bir karakter kazanır.

Zamana karşın açık devre potansiyel ölçümlerinde sabit bir açık devre potansiyelinin elde edilmesi amacıyla elektrotların iki günlük süre elektrolit içerisinde tutulmasını tavsiye eden raporlar mevcuttur⁹¹. Ancak yaygın olarak açık devre potansiyeli ölçümleri için araştırmacılar 24 saatlik periyotlardaki ölçümleri tavsiye etmişler ve kullanmışlardır⁴. Bu nedenle bu çalışmada da 24 saatlik açık devre potansiyel ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Titanyum birçok dental alaşıma kıyasla daha katodik karakterlidir ve galvanik korozyona ivme kazandırabilir ve buna bağlı olarak daha az soy olan metaldeki iyon salınımını artırabilir. Titanyumun, Ni-Cr esaslı alaşımlar ile kombine kullanılması durumunda meydana gelecek galvanik koroziv aktiviteyi işaret eden birçok çalışma mevcuttur^{1,3,18,19,20,111}.

Taher ve Jabab³ çalışmalarında titanyum ile bizim de çalışmamızda kullandığımız Remanium CSe Ni-Cr dental alaşımını kullanmış ve titanyum ile Ni-Cr alaşımı arasında farklı örneklerdeki değişken galvanik korozyon davranışına işaret etmiştir. Araştırmacılar bu durumu dental alaşımın üretim aşamasındaki farklılıklara bağlamıştır.

Reclaru ve Meyer¹¹¹ ve Oh et al.¹ titanyum ile Ni-Cr alaşımı çiftinde aralık korozyonu riskini önemle vurgulamışlardır. Paslanmaz çelik, nikel ve kobalt bazlı alaşımlar gibi metaller klorür iyonları varlığında oyuklanma ve aralık korozyonuna karşı daha hassastırlar, ancak titanyum ve alaşımlarının klorür saldırısına karşı diğer alaşımlardan daha dirençli olduğu rapor edilmiştir⁴.

Cortada et al.²³³ çalışmalarında, titanyum ile çiftlendiğinde Ni-Cr alaşımlardan metal iyonu salınımının diğer alaşımlara oranla daha yüksek olduğunu belirterek titanyum ile Ni-Cr arasındaki galvanik korozyon problemine dikkat çekmişlerdir. Cortada et al.²³³ ile beraber, Lee et al.²³⁴, Hero et al.²³⁵ ve Johansson et al.⁸¹ çalışmalarında nikel-krom alaşımlarda oluşan korozyon olgusunu alaşımın dendritik yapısına ve sahip olduğu ötektik fazdan kaynaklanan korozyona dirençsiz bölgelere bağlamışlardır. Lucas ve Lemons⁷³ alaşım bünyesindeki minör elementlerin alaşımın korozyon karakterine önemli ölçüde etkide bulunacağını vurgulamışlardır.

Çalışmamızda, anodik ve katodik karakterli elektrotların tümü, aynı yüzey alanına sahiptirler (19,625 mm²), in vivo şartlarda ise yüzey alanları önemli ölçüde farklılık gösterebilirler ve bu da galvanik korozyon akımı yoğunlunu etkileyebilir. En istenmeyen durum küçük anodik parçaya karşın büyük katodik bir parçanın temas halinde olmasıdır.

Oshida²³⁶ ve Garcia²³⁷ uyumsuz metaller arasındaki galvanik problemi üzerine anot-katot yüzey alanının etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, anot - katot yüzey alanının %50-60 ve daha altı olduğu durumlarda önemli şekilde etkilendiğini ortaya koymuşlardır.

Bulgular kısmında sunulan, potansiyodinamik polarizasyon diyagramındaki ve galvanik akım ölçümlerindeki akım değerleri, akım şiddetinin yüzey alanına bölünmesi ile elde edilen akım yoğunlukları şeklinde değil, doğrudan elde edilen akım şiddeti değerleri olarak sunulmuştur. Çalışmamızda kullanılan elektrotların anot / katot

oranının net olarak 1'e eşit olması sebebiyle bu durum örnek elektrotlar arasında sağlıklı bir karşılaştırma yapılmasına olanak sağlayacaktır.

Bu çalışmada, elektrokimyasal testler sırasında, her grup için beşer adet elektrot kullanılmıştır. Dental metalik malzemelerin korozyon test metodlarını düzenleyen, ISO 10271 numaralı standartta test edilmesi gereken elektrot sayısının en az 4 olduğu belirtilmiştir¹⁹⁸.

Çalışmamızda elektrokimyasal testler sırasında okunan sayısal değerlerin negatif ya da pozitif işaretlerinin doğru bilgiler vermesi için elektrotların bağlandığı kablolar çok dikkatli seçilmiş, örnek elektrotlar her zaman çalışma elektrotunu sembolize eden kabloya bağlanmıştır.

Testlerimizde titanyum platin elektrot ile çiftlendiğinde oluşan galvanik akımın yaklaşık 3-3,5 dakika gibi kısa bir süre içerisinde, ölçümleri gerçekleştirdiğimiz aletlerimiz tarafından saptanması mümkün olmayan düşük değerlere indiği tespit edilmiştir. Bu durum, hava ile temas halindeyken 1msn gibi bir süre içerisinde yüzeyinde oksit oluşumu başlayan titanyumun aktif olan çıplak yüzeyinin, hızla oluşturduğu kararlı oksit tabakası ile açıklanabilir. Bu tablo da titanyumun nikel-kroma oranla daha katodik karakterli olduğuna işarettir. Titanyum ve nikel-krom elektrotların birbiriyle çiftlenmesi durumunda sağlıklı akım değerleri tespit ve takip edilememesinin nedeni, test aletlerimizin en düşük μA birimi seviyesindeki akım değerlerinin ölçümüne olanak sağlamasıdır. Reclaru ve Meyer¹¹¹, Venugopalan ve Lucas¹⁹ ve Geis-Gerstorfer et al.¹⁸ çalışmalarında, EG&G PAR Model 273 potansiyostat üzerinde üretici firmanın direktifleri doğrultusunda gerçekleştirdikleri bir takım modifikasyonlar ile 100 pA seviyesindeki akımların ölçümünü sağlayarak Ti / Ni-Cr dental alaşım çifti arası galvanik korozyon problemine dikkat çekmişlerdir.

Geis-Gerstorfer et al.¹⁸ düzenledikleri iki araştırmanın sonuçlarını karşılaştırarak, galvanik çiftleme olmaksızın uygulanan elektrolite daldırma testlerinde, titanyumun galvanik çiftleme uygulandığı duruma kıyasla daha fazla madde kaybına uğradığını ve nikel-kromda meydana gelen çözünmenin galvanik çiftleme ile arttığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızın açık devre potansiyeli değerleri ve potansiyodinamik testlerin sonuçları farklı bileşimlere sahip farklı ticari Ni-Cr alaşımlar ile gerçekleştirilseler de,

Venugopalan ve Lucas¹⁹, Taher ve Al Jabab³, Reclaru ve Meyer¹¹¹ tarafından yapılan çalışmalar ile uyumluluk göstermektedir.

Dental implant tedavisinde uzun dönem başarılı sonuçların elde edilmesi için implant destekli dental restorasyonlarda abutment-implant ve protetik üst yapı-abutment arasında çok iyi bir uyum ve oturumun sağlanması gereklidir^{238,239}. Genelde, implant gövdesi ve abutment parçaları prefabrike parçalardır ve bu parçaların birbiri ile uyumsuzluk göstermesi gibi bir problem ile pek karşılaşılmaz²⁴⁰. Ancak, abutment ile döküm üst yapı arasında klinik olarak kabul edilebilir bir uyumun elde edilmesi gerek klinikte gerekse laboratuvarında dikkatli bir çalışma ve doğru malzeme seçimini gerektirir.

Klineberg ve Murray²⁴¹ araştırmalarında, abutment ile protetik üstyapı arasındaki aralığın 30 µm'dan daha az olması gerektiğini savunmuşlardır. Ancak, klinikte bu seviye ve üstündeki bir marjinal aralığın gözlemlenmesi zordur. Watanabe et al.²³⁹ araştırmalarında, 30 µm'dan daha büyük marjinal uyumsuzluğun implant üstü restorasyonda deformasyonlara yol açabileceğini rapor etmiştir.

Sutherland et al.²⁴² ve Sorensen¹⁹³ 50 µm ve daha düşük değerlerin kabul edebilir marjinal uyum değerleri olduklarını rapor etmişlerdir. Brockhurst et al.²⁴³ döküm restorasyon marjinlerinin 25 µm'dan daha düşük marjinal açıklık göstermesi gerektiğini ileri sürmüşlerdir. Çalışmamızda, SEM kullanılarak yapılan marjinal uyum testleri sonucunda tüm test grupları için marjinal açıklık değerleri 22 µm ve altındadır.

Çalışmamızda titanyum abutmentlar üzerine altın alaşım üstyapı seçeneği kullanıldığında diğer gruplara oranla 2 kattan daha küçük marjinal aralık değerleri elde edilmiştir. Bu durum altın alaşımların sahip olduğu üstün dökülebilirlik özelliğine bir işarettir. Ni-Cr üstyapı / Ti abutment test grubu ile Ni-Cr üstyapı / DLC kaplı Ti abutment test grubu arasında marjinal aralık değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmasa da abutment üzerine DLC kaplama işlemi uygulanan test grubunun marjinal aralık değerlerinin ortalaması titanyum üzeri Ni-Cr üstyapı kullanılan gruptan daha düşüktür. Bu durum yaklaşık 2 µm olarak belirlenen DLC tabakası kalınlığının marjinal aralığı daraltması neticesi olduğu düşünülmektedir.

Jemt ve Lie²⁴⁴ bir implant abutment ve vida tutuculu bir metal altyapı arasındaki marjinal uyumu steromikroskop yardımı ile değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar,

çalışmaları sonucunda, altın alaşımdan dökülen altyapılar ile abutment arasındaki marjinal açıklık değerlerinin 42 µm ile 72 µm arasında olduğunu rapor etmişlerdir.

Keith et al.¹⁸⁶ çalışmalarında kullandıkları altın alaşım vida tutuculu restorasyonlarda, marjinal açıklık değerlerini 8,8 µm ile 13,5 µm arasında tespit etmişlerdir.

Çalışmamızda alınan SEM görüntülerinden anlaşıldığı üzere, titanyum vida tutuculu abutmentlar üzerine uygulanan elmas benzeri karbon tabakası üst yapı parçalarının sabitlenmesi sonucu abutmentın dış, yatay ve oblik alanlarında herhangi bir bozulmaya uğramamıştır. Bu durum neticesinde, ilgili bölgelerde DLC kaplamanın sağladığı elektriksel yalıtkanlığın bozulmadığı dile getirilebilir. Ancak protetik sistemin asıl tutuculuk görevini üstlenen, abutmentın iç yivleri ve sabitleme vidasının yivleri arasındaki sıkı temastır. Bu bölgede DLC tabakasının bütünlüğü konusunda bir bilgi edinilememiştir. Her ne kadar elmas benzeri karbon kaplamanın alttaki malzemeye yapışma kuvvetini artırıcı birçok yöntem mevcut ve çalışmamızda kullanılmış ise de, DLC tabakası bu bölgede sistemi yalıtkan hale getiren yapısını kaybetmiş olabilir. Ancak bu durumda da unutulmamalıdır ki, DLC tabakasının bu bölgedeki bozunumu sonucu oluşacak elektriksel temas çok küçük bir katot yüzeyine karşın büyük bir anot yüzeyini galvanik olarak çiftleyecektir. Bu durumda, daha ileri araştırmalara gereklilik doğsa dahi ihmal edilecek seviyede bir korozyon olayından söz etmek mümkün olabilir. Oluşması muhtemel söz konusu bu elektriksel kontak durumunda, galvanik korozyon için gerekli şart olan elektrolitin yani tükürüğün abutmentın en iç bölgesindeki mevzu bahis alana penetre olmasını engelleyici önlemler alınabilir. Buna ek olarak, siman tutuculu sistemlerde simanın marjinal bölgede sağlayacağı sızdırmazlık elektrolitin sadece DLC tabakasının bozunumunun gerçekleşmediği abutment alanlarına temas etmesini sağlamaktadır.

Bu çalışma in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir. In vitro elektrokimyasal yöntemler korozyon testlerinde sıklıkla kullanılmalarına rağmen ve düşük korozyon oranlarının ölçüm için yeterli hassasiyette oldukları birçok araştırmacı tarafından kanıtlanmış olsa dahi in vivo elektrokimyasal şartların laboratuvar ortamında tam olarak taklidi halen mümkün değildir.

Elmas benzeri karbon kaplama tekniklerinin gelişmesi ve taban malzemeye bağlantı kuvvetini arttırmaya yönelik başarılı çalışmalar ile, bu çalışmadaki gibi bir

protetik düzen içerisinde anodik parça olan alaşım da elmas benzeri karbon kaplanarak iki uyumsuz metalin temasını gerektirmeyen aralık korozyon problemine de çözüm aranabilir.

6. SONUÇLAR

- Çalışmamızda elde edilen bulgular, titanyumun, nikel-krom alaşıma göre elektrokimyasal olarak daha kararlı ve daha soy karakter sergileyen bir metal olduğunu ortaya koymaktadır.
- Edinilen elektrokimyasal bulguların ve sahip olduğumuz bilgilerin ışığında; dişhekimliğinde kullanılan titanyum ve nikel-krom alaşımlar ağız içerisinde temas halinde kullanıldıklarında nikel-krom alaşımın anodik karakter kazanarak çözünmeye uğrayacağı bir galvanik korozyon olgusunun meydana geleceği öne sürülebilir.
- Titanyum yüzeyinin Elmas Benzeri Karbon (DLC) ile kaplanması sonucunda, DLC film tabakasının yalıtkan özelliği dolayısı ile galvanik hücre devresi tamamlanmamakta ve galvanik korozyon engellenmektedir.
- Dental implant üstyapı seçeneklerinden olan altın alaşımlar, protetik sistemin en iyi oturum ve uyum sergilemesini sağlamaktadır.
- Abutment yüzeyini DLC kaplamanın protetik üstyapı parçasının oturum ve uyumuna herhangi bir etkisi olmadığı tespit edilmiştir.

Tüm bu sonuçlar ışığında; daha ileri tetkik ve araştırmaların gerekliliği ile beraber, elmas benzeri karbon kaplamanın başarılı bir şekilde, implant üstyapı parçaları arası galvanik korozyon bariyeri olarak kullanılabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. **Oh KT, Kim KNJ.** Electrochemical properties of suprastructures galvanically coupled to a titanium implant. *Biomed Mater Res*, **2004**;70(2):318-331.
2. **Hulterstrom M, Nilsson ULF.** Cobalt–chromium as framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1994**;9:449–454.
3. **Taher NM, Al Jabab AS.** Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. *Dent Mater*, **2003**;19(1):54-59.
4. **Anusavice KJ.** *Phillips' Science of Dental Materials* 11th Ed., Philadelphia: Saunders, **2003**.
5. **Jenkins GN.** *The Physiology and Biochemistry of the Mouth* 4th Ed., Blackwell Scientific Publications, **1978**.
6. **Bergman M, Bergman B, Söremark R.** Tissue accumulation of nickel released due to electrochemical corrosion of non-precious dental casting alloys. *J Oral Rehabil*, **1980**;7:325-330.
7. **Wright DC, Gallant RF, Spangberg L.** Correlation of corrosion behavior and cytotoxicity in Au-Cu-Ag ternary alloys. *J Biomed Mater Res*, **1982**;16:509-517.
8. **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.
9. **Brune D.** Metal release from dental biomaterials. *Biomaterials*, **1986**;7:163-175.
10. **Canay S, Hersek N, Çulha A, Bilgiç S.** Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behaviour. *J Oral Rehabil*, **1998**;25:759-764.
11. **Hakansson B, Yontchev E, Vannerberg NG, Hedegard B.** An examination of the surface corrosion state of dental fillings and constructions. I. A laboratory investigation of the corrosion behaviour of dental alloys in natural saliva and saline solutions. *J Oral Rehabil*, **1986**;13:235-246.
12. **Kedici SP, Aksüt AA, Kiliçarslan MA, Bayramoğlu G.** Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil*, **1998**;25:800-808.
13. **Milleding P, Gerdes S, Holmberg K, Karlsson S.** Surface energy of non-corroded and corroded dental ceramic materials before and after contact with salivary proteins. *Eur J Oral Sci*, **1999**;107:384-392.
14. **Pfeiffer P, Schwickerath H.** Löslichkeit von Dentallegierungen im Speichel. *Dtsch Zahnärztl Z*, **1989**;44:751-753.
15. **Rondelli G, Vicentini B.** Localized corrosion behaviour in simulated human body fluids of commercial Ni-Ti orthodontic wires. *Biomaterials*, **1999**;20:785-792.
16. **Simonis A, Kraemer A, Netuschil L, Schlachta T, Geis-Gerstorfer J.** In-vivo-Korrosionsuntersuchungen an zahn-aerztlichen Legierungen unter Berücksichtigung des Speichel-pH-Wertes. *Dtsch Zahnärztl Z*, **1990**;45:485-489.
17. **Weber H, Sauer KH, Paulssen W.** In-vivo-Korrosionsuntersuchungen an edelmetallfreien Legierungen. *Dtsch Zahnärztl Z*, **1985**;40:838-841.
18. **Geis-Gerstorfer J, Weber JG, Sauer KH.** In vitro substance loss due to galvanic corrosion in Ti implant/Ni–Cr supraconstruction systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1989**;4:119–123.

19. **Venugopalan R, Lucas LC.** Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. *Dent Mater*, **1998**;14:165-172.
20. **Hu B, Zhang FQ.** Electrochemical corrosion characteristics of Ni-Cr alloy in artificial saliva *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, **2003**;38(2):140-142.
21. **Evans AC, Franks J, Revell PJ.** Diamond-Like Carbon Applied to Bioengineering Materials. *Med Device Technol*, **1991**;5:26.
22. **Santavirta S, Lappalainen R, Heinonen H, Anttila A.** Some relevant issues related to the use of amorphous diamond coatings for medical applications. *Diamond Relat Mater*, **1998**;7:482-485.
23. **Ding XZ, Zhang FM, Liu XH, Wang PW, Durrer WG, Cheung WY, Wong SP, Wilson IH.** *Thin Solid Films* , **1999**;246:82.
24. **Enke K, Dimigen H, Hübsch H.** Frictional properties of diamondlike carbon layers. *Appl Phys Lett*, **1980**;36:291.
25. **Dekempeneer EHA, Jacobs R, Smeets J, Meneve J, Eersels L, Blanpain B, Roos JR, Oostra DJ.** R.f. plasma-assisted chemical vapour deposition of diamond-like carbon: physical and mechanical properties. *Thin Solid Films*, **1992**; 217:56-61.
26. **Sleptsov VV, Elinson VM, Simakina NV, Laymin AN, Tsygankov IV, Kivaev AA, Musina AD.** Ophthalmological application of contact lenses modified by means of ion-assisted carbon films. *Diamond Relat Mater*, **1996**;5:483.
27. **Tang L, Tsai C, Gerberich WW, Kruckeberg L, Kania DR.** Biocompatibility of chemical-vapour-deposited diamond. *Biomaterials*, **1995**;16:483.
28. *The Glossary of Prosthodontic Terms* 7th Ed., Mosby, *J Prosthet Dent*, **1991**;81(1):65,69,104.
29. **Linkow LI, Rinaldi AW.** Evolution of the vent-plant osseointegrated compatible implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1988**;3:109-122.
30. **Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Olsson A.** Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Recons Surg*, **1969**;3:81-100.
31. **Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O, Ohman A.** Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. **1977**;16:1-132.
32. **Schroeder A, Pohler O, Sutter F.** Gewebereaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk*, **1976**;86:713-727.
33. **Schroeder A, Stich H, Straumann F, Sutter F.** Über die Anlagerung von Osteozement an einen belasteten Implantatkörper. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk*, **1978**;88:1051-1058.
34. **Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F.** The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with sprayed titanium surfaces. *J Maxillofac Surg*, **1981**;9:15-25.
35. **Branemark PI, Zarb GA, Albrektson T.** *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, **1985**.1-343

36. **Zarb GA, Albrektson T.** Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **1991**;11:88-91.
37. **Wataha JC.** Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil*, **1996**;23:79-90.
38. **Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindström J.** Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, **1981**;52(2):155-170.
39. **Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Kasemo B, Larsson K, Lindström J.** The interface zone of inorganic implant in vivo. Titanium implants in bone. *Ann Biomed Eng*, **1983**;11:1.
40. **Wang RR, Fenton A.** Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int*, **1996**;27:401-408.
41. **Lautenschlager EP, Monaghan P.** Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, **1993**;43:245-253.
42. **Donley TG, Gillette WB.** Titanium endosseous implant-soft tissue interface: A literature review. *J Periodontol*, **1991**;62(2):153-160.
43. **Hruska AR.** Intraoral welding of pure titanium. *Quintessence Int*, **1987**;18(10):683-688.
44. **Lautenschlager EP, Monaghan P.** Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, **1993**;43(3):245-253.
45. **Craig RG.** *Restorative Dental Materials* 10th Ed., St. Louis: Mosby, **1997**.
46. **Phillips RW.** *Skinner's Science of Dental Materials* 9th Ed., Philadelphia: W.B. Saunders Company, **1991**.
47. **Voitik AJ.** Titanium dental casting, Cold Worked Titanium Restorations. *Trends & Techniques*, **1991**;12:23-33.
48. **Polmear IJ.** *Light Alloys Metallurgy of the Light Metals*. Scotland: Thomson Litho Ltd, **1981**.
49. **Taira M, Moser JB.** Studies for Ti alloys for dental casting. *Dent Mater*, **1989**;5(1):45-50.
50. **Könönen M, Kivilathi J.** Fusing of dental ceramics to titanium. *J Dent Res*, **2001**;80(3):848-854.
51. **Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager EP, Chern Lin JH, Moser JB, Greener EH.** Casting pure titanium into commercial phosphate -bonded SiO₂ investment molds. *J Dent Res*, **1990**;69:1800-5.
52. **Miyakawa O, Watanabe K, Okawa S, Nakano S, Kobayashi M, Shiokawa N.** Layered structure of cast titanium surface. *Dent Mater J*, **1986**;8:175-185.
53. **Ohkubo C, Watanabe I, Ford JP, Nakajima H, Hosoi T, Okabe T.** The machinability of cast titanium and Ti6Al4V. *Biomaterials*, **2000**;21(4):421-8.
54. **Ida K, Tsutsumi S, Togaya T.** Titanium or titanium alloys for dental casting. *J Dent Res*, **1980**;59:985-987.
55. **Zinelis S.** Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent*, **2000**;84(5):575-582.

56. **Craig RG, O'Brein WJ, Powers J.** *Dental Materials: Properties and Manipulation* 6th Ed., St. Louis: Mosby, **1992**.
57. **Vallittu PK, Kokkonen M.** Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *J Prosthet Dent*, **1995**;74:412-9.
58. **Takahashi H, Miyazaki T, Kawawa T.** Accuracy of titanium cast crowns obtained from calcia based molds. *Clin Mater*, **1994**;16:155-160.
59. **Kawai Y, Takayama Y, Abe M, Ohshima A, Hosoi T, Sugiyama K, Mizuno Y.** An examination of polishing steps for titanium castings. *Tsurumi Dent J*, **1997**;23:407-415.
60. **Miyazaki T, Tamaki Y, Suzuki E, Miyaji T.** Polishing of titanium prosthetics (Part 1) Mechanical polishing by dental laboratory rotary wheels. *J Jpn Dent Mater*, **1987**;6:917-922.
61. **Gen Y, Tamaki Y.** Grinding of titanium with experimental sintered diamond wheels. *J Showa Dent*, **1996**;16:393-402.
62. **Ozugwu O, Wang M.** Titanium alloys and their machinability:a review. *J Mater Proc Tech*, **1997**;68:262-274.
63. **Watanabe I, Ohkubo C, Ford JP, Atsuta M, Okabe T.** Cutting efficiency of air-turbine burs on cast titanium and dental casting alloys. *Dent Mater*, **2000**;16(6):420-5.
64. **Steinemann SG.** Titanium - the material of choice? *Periodontol*, **2000** 1998;17:7-21.
65. **Nakagawa M, Matsuya S, Shiraishi T, Ohta M.** Effect of Fluoride Concentration and pH on Corrosion Behaviour of Titanium for Dental Use. *J Dent Res*, **1999**;78:1568- 1572.
66. **Schutz RW, Thomas DE.** Corrosion of Titanium and Titanium Alloys Vol.13 ASM Handbook 4th ed. **1992** 669-706
67. **Okabe T, Hero H.** The use of titanium in dentistry. *Cells Mater*, **1995**;5:211-230.
68. **Chan KS, Koike M, Okabe T.** Modeling wear of cast Ti alloys. *Acta Biomater*, **2007**;3(3):383-9.
69. **Naylor WP.** *Introduction to Metal Ceramic Technology*, Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc, **1992**.
70. **Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L.** *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, Ankara: AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, **1993**.
71. **Mc Lean JW.** *The Science and Art of Dental Ceramics. Volume 1*, Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc, **1979**.
72. **Edgerton M, Levine MJ.** Biocompatibility: Its future in prosthodontic research. *J Prosthet Dent*, **1993**;69(4)406-415.
73. **Lucas LC, Lemons JE.** Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res*, **1992**;6:32-37.
74. **Pourbaix M.** Electrochemical corrosion of metallic biomaterials. *Biomater*, **1984**;3:122-134.
75. **Sarkar NK, Greener EH.** In vitro corrosion resistance of new dental alloys. *Biomater Med Dev Artif Org*, **1973**;1:121-129.

76. **Espevik S.** Corrosion of base metal alloys in vitro. *Acta Odontol Scand*, **1978**;36:113-117.
77. **Weber H, Fraker AC.** Anodisches Polarisationsverhalten von ungeglühten und mehrfach ge­glühten Ni-Cr Legierung. *Dtsch Zahnarztl Z*, **1980**;5:942-946.
78. **Lee J, Lucas L, O'Neal J, Lacefield W, Lemons J.** In vitro corrosion analyses of nickel base alloys. *Dent Res*, **1985**;64:317.
79. **Lucas LC, Dale P, Buchanan R, Gill Y, Griffin D, Lemons JE.** In vitro vs. in vivo corrosion analysis of two alloys. *J Invest Surg*, **1991**;4:13-21.
80. **Randin JP.** Corrosion behavior of nickel-containing alloys in artificial sweat. *J Biomed Mater Res*, **1988**; 22:649-666.
81. **Johansson BI, Lemons JE, Hao SQ.** Corrosion of dental copper, nickel, and gold alloys in artificial saliva and saline solutions. *Dent Mater*, **1989**;5:324-328.
82. **Covington JS, McBride MA, Slagle WF, Disney AL.** Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. *Prosthet Dent*, **1985**;54:127-136.
83. **Geis-Gerstorfer J, weber H.** Der Einfluss von Kaliumrhodanid auf das Korrosionsverhalten edelmetallfreier Dentallegierungen. *Dtsch Zahnarztl Z*, **1985**;40:87-91.
84. **Weber H, Sauer KH, Paulsen W.** In-vivo-Korrosions-untersuchungen an edelmetallfreien Legierungen. *Dtsch Zahnarztl Z*, **1985**;40:838-841.
85. **Jones, DA.** *Principles and Prevention of Corrosion 2nd* Ed., New Jersey: Prentice Hall, **1996**.
86. **Gil FJ, Sanchez LA, Espias A, Planell JA.** In vitro corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys. *Int Dent J*, **1999**;49:361-367.
87. **Uhlig HH.** *Corrosion and Corrosion Control*, New York: John Wiley: **1963**.
88. **Shreir, R.** Corrosion vol 1, Butterworth-Heineman, Stoneham, MA **1994**
89. **Aromaa J, Klarin A.** Materials, Corrosion Prevention, and Maintenance 15th ed. **1999**:128-129
90. **Marek MI.** Corrosion, Thermodynamics of Corrosion, ASM Vol.13 4th Ed. **1992**:18-28
91. **Grosogeat B, Reclaru L, Lissac M, Dalard F.** Measurement and evaluation of galvanic corrosion between titanium/Ti6Al4V implants and dental alloys by electrochemical techniques and auger spectrometry. *Biomaterials*, **1999**;20(10):933-941.
92. **Ailor WH.** *Handbook on corrosion testing and evaluation*, New Jersey: Wiley and sons inc, **1971**.
93. **Lakatos-Varsanyi M, Wegrelius L, Olefjord, I.** Dissolution of Stainless Steel in Artificial Saliva. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1997**;12(3):387-398.
94. **Schutz RW, Thomas DE.** Corrosion, Corrosion of Titanium and Titanium Alloys ASM Vol.13 4th Ed.**1992**:669-706
95. **Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG.** Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *Eur J Orthod*, **2000**;22:317-326.
96. **Eliades T, Eliades G, Watts DC.** Intraoral aging of the inner headgear component: a potential biocompatibility concern. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **2001**;119:300-306.

97. **Maruthamuthu S, Rajasekar A, Sathiyarayanan S, Muthukukumar N, Palaniswamy N.** Electrochemical behavior of microbes on orthodontic wires. *Current Science*, **2005**;89(6):988-996.
98. **Chang JC, Oshida Y, Gregory RL, Andres CJ, Barco TM, Brown DT.** Electrochemical study on microbiology-related corrosion of metallic dental materials. *Bio-Medical Materials and Engineering*, **2003**;13(3):281–295.
99. **Jones DA.** *Principles and Prevention of Corrosion* 2nd Ed., New Jersey: Prentice Hall, **1996**.
100. **Bumgardner JD, Johansson BI, Lucas LC.** *Metal release from casting alloys for fixed prostheses. Encyclopedia Handbook of Biomaterials*, New York: Marcel Dekker Inc, **1995**.
101. **Holland, RI.** Effect of Pellicle on Galvanic Corrosion of Amalgam. *Scand J Dent Res*, **1984**;92(1):93–96.
102. **EMSE 280 Materials Laboratory II.** Corrosion and electrochemistry module: Potentiodynamic polarisation. <http://vulcan2.cwru.edu/classes/EMSE280/handouts/PotentialPolarization.pdf>
103. **Thompson NG, Buchanan RA, Lemons JE.** In vitro corrosion of Ti–6Al–4V and type 316L stainless steel when galvanically coupled with carbon. *J Biomed Mater Res*, **1979**;13:35–44.
104. **Buchanan RA, Lemons JE, Griffin CD, Thompson NG, Lucas LC.** Effects of carbon coupling on the in vitro corrosion of cast surgical cobalt-base alloy. *J Biomed Mater Res*, **1981**;15:611–614.
105. **Schnitman PA, Shulman LB.** Dental implants: benefit and risk. PHS Pub. **1980**.
106. **Rizzo AA.** Proceedings of the 1988 Consensus Development Conference on Dental Implants. *J Dent Ed*, **1988**;52:678–827.
107. **Johansson BI, Lemons JE, Hao SQ.** Corrosion of dental copper, nickel and gold alloys in artificial saliva and saline solutions. *Dent Mater*, **1989**;5:324–328.
108. **Johansson BI, Lucas LC, Lemons, JE.** Corrosion of copper, nickel, and gold dental casting alloys: an in vitro and in vivo study. *J Biomed Mater Res*, **1989**;23:349–361.
109. **Leinfelder KF, Lemons JE.** *Clinical Restorative Materials and Techniques*, Philadelphia: Lea and Febiger, **1988**.
110. **Ravnholt G.** Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys. *Dent Res*, **1988**;96:466–472.
111. **Reclaru L, Meyer JM.** Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. *J Dent*, **1994**;22:159–168.
112. **Parr GR, Gardner LK, Toth RW.** Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent*, **1985**;54:410–414.
113. **American Society for Testing and Materials** Corrosion and degradation of implant materials. Introduction, ASTM, Philadelphia **1978**.
114. **Winter GD, Leray JL, De Groot K.** *Evaluation of biomaterials*, New York: Wiley, **1980**.
115. **Lemons JE.** Dental Implant Retrieval Analyses. In: Rizzo AA, editor. Proceedings of the 1988 Consensus Development Conference on Dental Implants. *J Dent Ed* **1988**;52:748-756.

116. **Tagger-Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M.** Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent*, **2002**;11(2):137-43.
117. **Morais S, Sousa JP, Fernandes MH, Carvalho GS, de Bruijn JD, van Blitterswijk CA.** Decreased consumption of Ca and P during in vitro biomineralization and biologically induced deposition of Ni and Cr in presence of stainless steel corrosion products. *J Biomed Mater Res*, **1998**;42(2):199-212.
118. **Rosentiel SF, Land MF, Fujiöoto J.** *Contemporary Fized Prosthodontics* 2nd Ed., St. Louis: Mosby-Year Book, **1995**.
119. **Olmedo D, Fernandez MM, Guglielmotti MB, Cabrini RL.** Macrophages related to dental Implant Failure. *Imp Dent*, **2003**;12:75-80.
120. **Park JB, Lakes RS.** *Metallic Implant Materials' In Biomaterials - An introduction*, New York: Ed. Plenum Press, **1992**.
121. **Shreir LL, Jarman RA, Burstein GT.** *Corrosion, vol. 1: Metal/Environment Reactions*, Oxford: Butterworth-Heinemann, **1998**.
122. **Schmalz G, Garhammer P.** Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dental Materials*, **2002**;18(5):396-406.
123. **Messer R, Bishop S, Lucas LC.** Effects of metallic ion toxicity on human gingival fibroblasts morphology. *Biomaterials*, **1999**;20(18):1647-1657.
124. **Arvidson K, Johansson EG.** Galvanic currents between dental alloys in vitro. *Scandinavian Journal of Dental Research*, **1985**; 93(5):467-473.
125. **Meyer RD, Meyer J, Taloumis LJ.** Intraoral galvanic corrosion: Literature review and case report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1993**;69:141-143.
126. **Moberg LE.** Corrosion products from dental alloys and effects of mercuric and cupric ions on a neuroeffector system. *Swedish Dental Journal*, **1985**;29:1-51.
127. **Callister J.** *Materials Science and Engineering: an Introduction* 5th Ed., United states of America: John Wiley and Sons, **1999**.
128. **Hosson JD.** "Dutch Reserach Database: Surface and Interface Engineering", <http://www.onderzoekinformatie.nl/en/oi/nod/onderzoek/OND1300702/>, **2007**.
129. **Ströck, M.** Eight Allotropes of Carbon, [http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Eight Allotropes of Carbon.png](http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Eight_Allotropes_of_Carbon.png), **2006**.
130. **Michler T, Grischke M, Traus I, Bewilogua K, Dimigen H.** DLC Films deposited by bipolar pulsed DC PACVD. *Diamond and Related Materials*, **1998**;7:459-462.
131. **Erdemir A, Fenske GR, Terry J, Wilbur P.** Effect of source gas and deposition method on friction and wear performance of diamond like carbon films, *Surface and Coatings Technology*, **1997**;94-95:525-530
132. **Robertson J.** Amorphous Carbon: State of the Art, World Scientific Publishing, Singapore, **1998**:32-45.
133. **Venables JD, Wernick JH, Angus JC, Bell PM, Cuomo JJ, DeVries RC, Feldman A, Gels MW, Hoover DS, Messier R.** Status and Applications of Diamond and Diamond-Like Materials: An Emerging Technology Report of the Committee on Superhard Materials, **1990**.

134. **Aisenberg S, Chabot R.** Ion beam deposition of thin films of. Diamond-like carbon. *Appl. Phys.*, Vol. 42, p. 2953, **1971**.
135. **Salvadori M, Martins D, Cattani M.** DLC Coating Roughness as a Function of Film Thickness. *Surface and Coatings Technology*, **2006**;200:5119– 5122.
136. **Erdemir A, Donnet C.** *Handbook of Modern Tribology, Tribology of diamond, diamond-like carbon, and related films*, CRC Press, **2001**.
137. **Grill A.** Tribology of diamond-like carbon and related materials: an updated review. *Surface and Coatings Technology*, **1997**;94-95:507–513.
138. **Thorwarth G, Hammerl C, Kuhn M, Assmann W, Schey B, Stritzker B.** Investigation of DLC synthesized by plasma immersion ion implantation and deposition. *Surface and Coatings Technology*, Vol. 193, p. 206, **2005**.
139. **Donnet C, Fontaine J, Grill A, Le Mogne T.** The role of hydrogen on the friction mechanism of diamond-like carbon films. *Tribology Letters*, **2000**;9:3-4.
140. **Donnet C, Grill A.** Friction control of diamond-like carbon coatings. *Surface and Coatings Technology*, **1997**;94/95:456–462.
141. **Donnet C.** Recent progress on the tribology of doped diamond-like and carbon alloy coatings: a review. *Surface and Coatings Technology*, **1998**;100/101:180–186.
142. **Camino D, Jones A, Mercs D, Teer D.** High performance sputtered carbon coatings for wear resistant applications. *Vacuum*, **1999**;52:125–131.
143. **Meneve J, Havermans D, Vercammen K, Haefke H, Gerbig Y, Pflüger E.** Mechanical Properties and Tribological Behaviour of State-of-the-Art Diamond-Like Carbon Coatings. *Advanced Engineering Materials*, **2001**; 3(3):163–166.
144. **Dearnaley G, Arps J.** Biomedical applications of diamond-like carbon (DLC) coatings: A review. *Surface and Coatings Technology*, **2005**;200:2518–2524.
145. **Chowdhury S, Laugier MT, Rahman IZ.** Effects of substrate temperature on bonding structure and mechanical properties of amorphous carbon film. *Thin Solid Films*, **2004**;447-448: 174-180.
146. **Sanchez NA, Rincon UC, Zambrano G, Galindo H, Prieto P.** Characterization of diamond-like carbon DLC thin films prepared by r.f. magnetron sputtering. *Thin Solid Films*, **2000**;373: 247-250.
147. **Libardi J, Grigorov K, Massi M, Otani C, Ravagnani SP, Maciel HS, Guerino M, Ocampo JMJ.** Comparative studies of the feed gas composition effects on the characteristics of DLC films deposited by magnetron sputtering. *Thin Solid Films*, **2004**;459:282-285.
148. **Ueng H, Guo C, Dittrich K.** Development of a hybrid coating process for deposition of diamond-like carbon films on microdrills. *Surface and Coatings Technology*, **2006**;200:2900–2908.
149. **Ha P, McKenzie D, Bilek M, Doyle E, McCulloch D, Chu P.** Control of stress and delamination in single and multi-layer carbon thin films prepared by cathodic arc and RF plasma deposition and implantation. *Surface and Coatings Technology*, **2006**;200:6405–6408.
150. **Wang D, Chang Y, Chang C, Huang Y.** Deposition of diamond-like carbon films containing metal elements on biomedical Ti alloys. *Surface and Coatings Technology*, **2005**;200:2175–2180.

151. **Fan F, Tang W, Liu S, Hei L, Li C, Chen G, Lu F.** An effort to enhance adhesion of diamond coatings to cemented carbide substrates by introducing Si onto the interface. *Surface and Coatings Technology*, **2006**;200:6727-6732.
152. **Brendle M, Colin G.** *Friction and Traction, The frictional and transfer behaviour of compacted solid lubricants on smooth metallic surfaces*, London: Butterworth, **1991**.
153. **Wei Q, Sharma AK, Sankar J, Narayan J.** Mechanical properties of diamond-like carbon composite thin films prepared by pulsed laser deposition, *Composites Part B: Engineering*, **1999**;30:675-684.
154. **Okpalugo TI, McKenna E, Magee AC, McLaughlin J, Brown NM.** The MTT assays of bovine retinal pericytes and human microvascular endothelial cells on DLC and Si-DLC-coated TCPS. *J Biomed Mater Res A.*, **2004**;71(2):201-8.
155. **Kumari TV, Anil Kumar PR, Muraleedharan CV, Bhuvaneshwar GS, Sampeur Y, Derangere F, Suryanarayanan R.** In vitro cytocompatibility studies of Diamond Like Carbon coatings on titanium. *Biomed Mater Eng*, **2002**;12(4):329-38.
156. **LaVan DA, Padera RF, Friedmann TA, Sullivan JP, Langer R, Kohane DS.** In vivo evaluation of tetrahedral amorphous carbon. *Biomaterials*, **2005**;26(5):465-473.
157. **Thompson LA, Law FC, Rushton N, Franks J.** Biocompatibility of diamond-like carbon coating. *Biomaterials*, **1991**;(12)37.
158. **Allen M, Law F, Rushton N.** The effects of diamond-like carbon coatings on macrophages, fibroblasts and osteoblast-like cells in vitro. *Clin. Mater.* **1994**;17(1):1-10.
159. **Zolynski K, Witkowski P, Kaluzny A, Has Z, Niedzielski P, Mitura S.** Implants with hard carbon layers for application in Pseudoarthrosis femoris sin. Ostitis post fracturam apertam olim factam. *J.Chem. Vapor Depos.* **1996**;(4):232-239.
160. **Du C, Su XW, Cui FZ, Zhu XD.** Morphological behaviour of osteoblasts on diamond-like carbon coating and amorphous C-N film in organ culture. *Biomaterials*. **1998**;19(7-9):651-658.
161. **Allen M, Myer B, Rushton N.** In vitro and in vivo investigations into the biocompatibility of diamond-like carbon (DLC) coatings for orthopedic applications. *J.Biomed. Mater. Res.* **2001**;58(3):319-328.
162. **Linder S, Pinkowski W, Aepfelbacher M.** Adhesion, cytoskeletal architecture and activation status of primary human macrophages on a diamond-like carbon coated surface. *Biomaterials* **2002**;23(3):767-73.
163. **Dowling DP, Kola PV, Donnelly K, Brumitt K, Lloyd L, Eloy R, Therin M, Weill N.** Evaluation of diamond-like carbon coated orthopaedic implants. *Diam. Relat. Mater.* **1997**;(2-4)6:390.
164. **Gril A.** Diamond-like carbon coatings as biocompatible materials—an overview. *Diamond and Related Materials*. **2003**;(12):166–170
165. **Mohanty M, Anilkumar TV, Mohanan PV, Muraleedharan CV, Bhuvaneshwar GS, Derangere F, Sampeur Y, Suryanarayanan R.** Long term tissue response to titanium coated with diamond like carbon. *Biomolecular Engineering*. **2002**;9(2-6):125-8.

166. **Parker TL, Parker KL, Mccoll IR, Grant DM, Wood JV.** The biocompatibility of low temperature diamond-like carbon films: a transmission electronic microscopy, scanning electron microscopy and citotoxicity study. *Diamond Rel Mater*, **1994**;3:1120-1123.
167. **Davidson JA, Mishra AK.** *Proc. 5th Int Conf Surface Modification Technologies. In: Sudarshan TD, Braza J, editors. Inst. of Metals, London; 1992.*
168. **Butter RS, Lettington AH.** Diamond-like carbon for biomedical applications (Review). *J Chem Vapour Depo*, **1995**;3:182-192.
169. **Gutensohn K, Beythien C, Bau J, Fenner T, Grewe P, Koester R, Padmanaban K, Kuehnl P.** In vitro analyses of diamond-like carbon coated stents. Reduction of metal ion release, platelet activation, and thrombogenicity. *Thromb Res*, **2000**;99(6):577-585.
170. **Yang P, Kwok SCH, Chu PK, Leng YX, Chen JY, Wang J, Huang N.** Haemocompatibility of hydrogenated amorphous carbon (a-C:H) films synthesized by plasma immersion ion implantation-deposition. *Nucl Instrum Methods Phys Res Sect B*, **2003**;206:721-725.
171. **Yu LJ, Wang X, Wang XH, Liu XH.** Haemocompatibility of tetrahedral amorphous carbon films. *Surf Coat Technol*, **2000**;128/129:484-488.
172. **Nurdin N, Francois P, Moret M, Unal K, Krumeich J, Aronsson BO, Descouts P.** Hemocompatible diamond-like carbon (DLC) surfaces. *Eur Cells Mater*, **2003**;5:17-28.
173. **Jones MI, McColl IR, Grant DM, Parker KG, Parker TL.** Haemocompatibility of DLC and TiC-TiN interlayers on titanium. *Diamond Relat Mater*, **1999**;8:457-462.
174. **Maguire PD, McLaughlin JA, Okpalugo TIT, Lemoine P, Papakonstantinou P, McAdams ET, Needham M, Ogwu AA, Ball M, Abbas GA.** Mechanical stability, corrosion performance and bioresponse of amorphous diamond-like carbon for medical stents and guidewires. *Diamond Relat Mater*, **2005**;14:1277-1288.
175. **Airoldi F, Colombo A, Tavano D, Stankovic G, Klugmann S, Paolillo V, Bonizzoni E, Briguori C, Carlino M, Montorfano M.** Comparison of diamond like carbon coated stents versus uncoated stainless steel stents in coronary artery disease. *Am J Cardiol*, **2004**;93:474-477.
176. **McLaughlin JA, Meenan B, Maguire P, Jamieson N.** Properties of diamond like carbon thin film coatings on stainless steel medical guidewires. *Diamond Relat Mater*, **1996**;5:486-491.
177. **Hasebe T, Matsuoka Y, Kodama H, Saito T, Yohena S, Kamijo A, Shiraga N, Higuchi M, Kuribayashi S, Takahashi K, Suzuki T.** Lubrication performance of diamond-like carbon and fluorinated diamond-like carbon coatings for intravascular guidewires. *Diamond Relat Mater*, **2006**;15:129-132.
178. **Olborska A, Swider M, Wolowiec R, Niedzielski P, Rylski A, Mitura S.** Diamond-like carbon coatings for biomedical applications. *Diamond Relat Mater*, **1994**;3:899-901.
179. **Kobayashi S, Ohgoe Y, Ozeki K, Sato K, Sumiya T, Hirakuri KK, Aoki H.** Diamond-like carbon coatings on orthodontic archwires. *Diamond Relat Mater*, **2005**;14:1094-1097.
180. **Sleptsov VV, Elinson VM, Simakina NV, Laymin AN, Tsygankov IV, Kivaev AA, Musina AD.** Ophthalmological application of contact lenses modified by means of ionassisted carbon films. *Diamond Relat Mater*, **1996**;5:483-485.
181. **Elinson VM, Sleptsov VV, Laymin AN, Potraysay VV, Kostuychenko LN, Moussina AD.** Barrier properties of carbon films deposited on polymer-based devices in aggressive environments. *Diamond Relat Mater*, **1999**;8:2103-2109.

182. **Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, Lee SS.** An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil*, **2005**;32(5):346-350.
183. **Tither D, Ahmed W, Ahmed E.** Hybrid plasma CVD of diamond-like carbon (DLC) at low temperatures. *Journal of Materials Science*, **1997**;32:1931-1936.
184. **Koidl P, Wild C, Dischler B, Wagner J, Ramsteiner M.** Plasma Deposition, Properties and Structure of Amorphous Hydrogenated Carbon Films. *Materials Science Forum*, **1989**;52/53:41-70.
185. **Holmes JR, Bayne SC, Holland GA.** Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. **1989**;62:405-408.
186. **Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL.** Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. **1999**;14(3):369-78.
187. **Carr AB, Stewart RB.** Full-arch implant framework casting accuracy: Preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J Prosthodont*. **1993**;2:2-8.
188. **Binon PP.** The effect of implant/ abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. **1996**;9:149-160.
189. **Carr AB, Gerard DA, Larsen PE.** The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*. **1996**;76:500-509.
190. **Jemt T.** In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*. **1996**;11:151-158.
191. **Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL.** Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont*. **1999**;12:167-178.
192. **Mulcahy C, Sherriff M, Walter JD.** Measurement of misfit at the implantprosthesis interface: An experimental method using a coordinate measuring machine. *Int J Oral Maxillofac Implants*. **2000**;15:111-118.
193. **Sorensen JA.** A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent*. **1989**;62:264-269.
194. **James RA.** Periodontal considerations in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. **1973**;30:202-209.
195. **Erdemir A, Eryilmaz OL, Fenske G.** Synthesis of diamondlike carbon films with superlow friction and wear properties. *The Journal of Vacuum Science and Technology A*. **2000**;18: 1987-1992.
196. **Fusayama T, Katayori T, Nomoto S.** Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *J Dent Res*, **1963**;42:1183-1 197.
197. **Meyer JM, Nally JN.** Influence of artificial salivas on the corrosion of dental alloys. *JDent Res*, **1975**; 54:678
198. **ISO 10271** International Standard. Dental Metallic Materials – Corrosion Test Methods.
199. **Lang B, Morris H, Razzoog M.** Proceedings of the international workshop: biocompatibility, toxicity and hypersensitivity to alloy systems used in dentistry. **1986**;319-26

200. **Mjör I.** Proceedings of the international workshop: biocompatibility, toxicity and hypersensitivity to alloy systems used in dentistry. **1986**; 319–26.
201. **Setcos JC, Babaei-Mahani A, Silvio LD, Mjör IA, Wilson NH.** The safety of nickel containing dental alloys, **2006**;22(12):1163-1168.
202. **Wataha JC.** Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent*, **2000**;83:223–234.
203. **Faccioni F, Franceschetti P, Cerpelloni M, Fracasso ME.** In vivo study on metal release from fixed orthodontic appliances and DNA damage in oral mucosal cells. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **2003**;124:687–693.
204. **Wataha JC, Lockwood PE, Schedle A, Noda M, Bouillaguet S.** Ag, Cu, Hg and Ni ions alter the metabolism of human monocytes during extended low-dose exposures. *J Oral Rehabil*, **2002**;29:133–139.
205. **Noda M, Wataha JC, Lockwood PE, Volkmann KR, Kaga M, Sano H.** Low-dose, long-term exposures of dental material components alter human monocyte metabolism. *J Biomed Mater Res*, **2002**;62:237–243.
206. **Park HY, Shearer TR.** In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1983**;84:156–159.
207. **Turpin YL, Tardivel RD, Tallec A, Le Menn AC.** Corrosion susceptibility of titanium covered by dental cements. *Dent Mater*, **2000**;16: 57–61.
208. **Deng J, Braun M.** Residual stress and microhardness of DLC multilayer coatings, *Diamond and Related Materials*, **1996**;5:478-482.
209. **Voevodin AA, Zabinski JS.** Superhard, functionally gradient, nanolayered and nanocomposite diamond-like carbon coatings for wear protection. *Diamond and Related Materials*, **1998**;7:463-467.
210. **Rincon C, Zambrano G, Carvajal A, Prieto P, Galindo H, Martinez E, Lousa A, Esteve J.** Tungsten carbide/diamond-like carbon multilayer coatings on steel for tribological applications. *Surface and Coatings Technology*, **2001**;148:277-283.
211. **Bewilogua K, Wittorf R, Thomsen H, Weber M.** DLC based coatings prepared by reactive d.c. magnetron sputtering. *Thin Solid Films*, **2004**;447-448, 142- 147
212. **De Maeztu MA, Braceras I, Alava JI, Sánchez-Garcés MA, Gay-Escoda C.** Histomorphometric study of ion implantation and diamond-like carbon as dental implant surface treatments in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. **2007**;22(2):273-9.
213. **Kim CS, Sohn SH, Jeon SK, Kim KN, Ryu JJ, Kim MK.** Effect of various implant coatings on biological responses in MG63 using cDNA microarray. *J Oral Rehabil* **2006**; 33(5):368-79.
214. **Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, Lee SS.** An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil*. **2005**;32(5):346-50
215. **Allon-Alaluf M, Klibanov L, Seidman A, Croitoru N.** Metal contacts and electrical processes in amorphous diamond-like carbon films. *Diamond and Related Materials*, **1996**;5(11):1275-1281.
216. **Choi J, Nakao S, Kim J, Ikeyama M, Kato T.** Corrosion protection of DLC coatings on magnesium alloy. **2007**;16(4-7):1361-1364.

217. **Szmidt J, Beck RB, Mitura S, Sokolowska A.** Application of diamond-like layers as gate dielectric in metal/insulator/semiconductor transistor. *Diamond and Related Materials*, **1994**;3(4-6):853-857.
218. **Makinen KK.** Possible mechanisms for the cariostatic effect of xylitol. *Internationale Zeitschrift für Vitamin-und Ernährungsforschung-Beiheft*, **1976**;15:368–380.
219. **Edgar WM.** Duration of response and stimulus sequence in interpretation of plaque pH data. *J Dent Res*, **1982**; 61(10):1126–1129.
220. **Tenovuo J.** The biochemistry of nitrates, nitrites, nitrosamines and other potential carcinogens in human saliva. *J Oral Path*, **1986**;15(6):303–307.
221. **Moreno EC, Margolis HC.** Composition of human plaque fluid. *J Dent Res*, **1988**;67(9):1181–1189.
222. **Silver IA, Murrills RJ, Etherington DJ.** Microelectrode studies on the acid microenvironment beneath adherent macrophages and osteoclasts. *Exp Cell Res*, **1988**;175(2):266–276.
223. **Bagambisa FB, Joos U, Schilli W.** Interaction of osteogenic cells with hydroxylapatite implant materials in vitro and in vivo. *Int Oral Maxillofac Implants*, **1990**;5:217–226.
224. **Blair HC, Teitelbaum SL, Tan HL, Koziol CM, Schlesinger PH.** Passive chloride permeability charge coupled to (H⁺)–ATPase of avian osteoclast ruffled membrane. *Am J Phys*, **1991**; 260:1315–1319.
225. **Sato NT.** A more fundamental understanding of corrosion processes. *Corrosion*, **1989**; 45: 354-368.
226. **Sharland SM, Tasker PW.** A mathematical model of crevice and pitting corrosion-I. The physical model. *Corros Sci*, **1988**;28:603-621.
227. **Holland RI.** Use of potentiodynamic polarization technique for corrosion testing of dental alloys. *Scand J Dent Res*, **1991**;99:75-85.
228. **Darvell BW.** The development of an artificial saliva for in vitro amalgam corrosion studies. *Journal of Oral Rehabilitation*, **1978**;5:41-49.
229. **Meyer JM.** Corrosion resistance of nickel-chromium dental casting alloys. *Corrosion Science*, **1977**;17:971
230. **Swartz ML, Phillips RW, El Tannir MD.** Tarnish of certain dental alloys. *Journal of Dental Research*, **1958**;37:837
231. **Fraker AC, Ruff WA, Sung P, Van Orden AC, Speck KM.** Surface preparation and corrosion of titanium alloys for surgical implants. *American Society for Testing and Materials*, **1983**:206-19.
232. **Hoar TP, Mears DC.** Corrosion-resistant alloys in chloride solution: materials for surgical implants. *Proc R Soc* **1966**;(1439):486-510.
233. **Cortada M, Giner L, Costa S, Gil FJ, Rodríguez D, Planell JA.** Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. *J Mater Sci Mater Med*, **2000**;11(5):287-293.
234. **Lee J, Lucas L, O'neal J, Lacefield W, Lemans J.** In vitro corrosion analysis of nickel-based alloy. *J. Dent Res*, **1985**;64:317.

235. **Hero H, Valderlang J, Jogensen RB.** "Corrosion in vivo and in vitro of a commercial NiCrBe alloy," *Dent Mater*, **1987**;3:324.
236. **Y. Oshida.** Galvanic corrosion behaviors of cp Ti (grade 2) couples with three different precious dental alloys in Ringer's solution and 1% lactic acid. *J Dent Res*. **2001**;80:1095
237. **Garcia I, Oshida Y.** Surface area ratio effects on galvanic corrosion of titanium couples, *J Dent Res*. **2001**;80:798
238. **Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I.** A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, **1981**;10:387-416.
239. **Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A.** Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofacial Implants*, **2000**;15:209 –218.
240. **Carotenuto G, Palumbo M, Zarone F, Nicolais L.** Characterization of the interface between prefabricated gold copings and cast dental alloy in implant restorations. *Clin Oral Impl Res*, **1999**;10:131–138.
241. **Klineberg IJ, Murray GM.** Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl*, **1985**;28:63–69.
242. **Sutherland JK, Loney RW, Jarotskic TJ.** Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. *J Prosthet Dent*. **1996**;75:540-544.
243. **Brockhurst PJ, McLaverty VG, Kasloff Z.** A castability standard for alloys used in restorative dentistry. *Oper Dent*. **1983**;8(4):130-9.
244. **Jemt T, Lie A.** Accuracy of implantsupported prostheses in the edentulous jaw: Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res*. **1995**;6:172-180.

8. ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Adana'da doğdu. İlköğrenimini 1988 yılında Adana Hayriye Kemal Kusun İlkokulu'nda, orta öğrenimini 1992 yılında Özel Adana Lisesi'nde ve lise öğrenimini 1995 yılında Özel Adana Gündoğdu Lisesi'nde tamamladı. 2001 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2002 yılında Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Doktora eğitimi süresince Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde klinik ve akademik faaliyetlerde bulundu.