



T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PVD KAPLANMIŞ BİOMALZEME OLARAK
KULLANILAN AISI 316 L PASLANMAZ
ÇELİĞİNİN SODYUM HYALURONAT VE
KURU ORTAMDAKİ AŞINMA
DAVRANIŞLARININ İNCELENMESİ**

Tahsin KAMIŞ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Makina Anabilim Dalı

Ocak-2017
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

TEZ KABUL VE ONAYI

Tahsin KAMIŞ tarafından hazırlanan "PVD KAPLANMIŞ AISI 316 L PASLANMAZ ÇELİĞİNİN SODYUM HYALURONAT VE KURU ORTAMDAKİ AŞINMA DAVRANIŞLARININ İNCELENMESİ" adlı tez çalışması 23/12/2016 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan

Doç. Dr. İlhan ASİLTÜRK

Danışman

Prof. Dr. Hayrettin DÜZCÜKOĞLU

Üye

Yrd. Doç. Dr. Mürsel EKREM

Üye

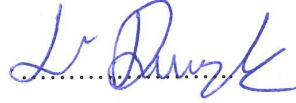
Unvanı Adı SOYADI

Üye

Unvanı Adı SOYADI

İmza







Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Mustafa YILMAZ
FBE Müdürü

Bu tez çalışması BAP tarafından 11201127 nolu proje ile desteklenmiştir.

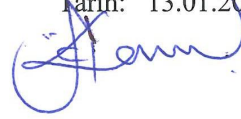
TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

Tahsin KAMIŞ
Tarih: 13.01.2017



ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

PVD KAPLANMIŞ AISI 316 L PASLANMAZ ÇELİĞİNİN SODYUM HYALURONAT VE KURU ORTAMDAKİ AŞINMA DAVRANIŞLARININ İNCELENMESİ

Tahsin KAMIŞ

**Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Makina Anabilim Dalı**

Danışman: Prof. Dr. Hayrettin DÜZCÜKOĞLU

2016, 96 Sayfa

Jüri

**Prof. Dr. Hayrettin DÜZCÜKOĞLU
Doç. Dr. İlhan ASİLTÜRK
Yrd. Doç. Dr. Mürsel EKREM**

Bu çalışmada; PVD – Katodik Ark metodu ile CrN/TiN kaplanmış, plazma nitrasyon yapılmış ve kaplanmamış AISI 316 L paslanmaz çeliğinin aşınma performansları Bilye-Disk deney cihazında, kuru ve sodyum hyaluronat sıvısı kullanılarak sıvı sürtünme çalışma şartlarında incelenmiştir.

Biomalzeme uygulamalarında genel olarak Ti-6Al-4V malzeme kullanılmaktadır. Fakat bu malzemenin tedariki zor olmakla beraber ekonomik açıdan da pahalı bir malzemedir. Tüm bu nedenlerden dolayı tedarik açısından daha uygun ve daha ekonomik olan 316 L malzemesi deney malzemesi olarak kullanılmıştır. Ti-6Al-4V malzemedeki imal edilmiş deney numuneleri de aynı şartlarda teste tabi tutularak aşınma performansları kıyaslanmıştır.

Sonuç olarak, Bilye-Disk deney cihazında yapılan deneylerde;

1. 316 L numunelerden PVD yöntemi ile kaplanmış olanları diğer numunelere göre kıyaslırsak eğer aşınma miktarlarında ve oranlarında azalma görülmüş ve ayrıca numunelerin yüzeyinde oluşan abrazyon aşınma izlerinin azaldığı tespit edilmiştir.
2. Sodyum hyaluronat sıvısı kullanılan çalışmalarda kuru ortama göre aşınma miktarında ve oranında azalmaların olduğu görülmüştür.
3. PVD yöntemiyle kaplanmış 316 L numunelerin kaplanmamış Ti-6Al-4V malzemeye göre daha iyi bir aşınma performansı gösterdiği tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: CrN/TiN, İnce Sert Kaplama, Sodyum Hyaluronat, PVD, Ti-6Al-4V, 316 L paslanmaz çelik.

ABSTRACT

MS THESIS

INVESTIGATION OF WEAR BEHAVIOR IN THE SODIUM HYALURONATE AND IN DRY AREA OF THE PVD COATED AISI 316 L STAINLESS STEEL

Tahsin KAMIŞ

**THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF
SELÇUK UNIVERSITY
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE
IN MACHINE EDUCATION**

Advisor: Prof. Dr. Hayrettin DUZCUKOGLU

2016, 96 Pages

Jury

**Prof. Dr. Hayrettin DUZCUKOGLU
Assoc. Prof. Dr. İlhan ASILTURK
Asst. Prof. Dr. Mürsel EKREM**

In this study; The abrasion performances of CrN / TiN coated, plasma nitrided and uncoated AISI 316 L stainless steel with PVD - Cathodic Arc method were investigated under liquid friction operating conditions using dry and sodium hyaluronate fluid in the Ball-Disc test apparatus.

Ti-6Al-4V material is generally used in biomaterials applications. However, this material is difficult to supply and is also an expensive material from an economic point of view. For all these reasons, 316 L materials which be economically more suitable for supply has been used as test material. The test specimens made from Ti-6Al-4V material were also tested under the same conditions and the wear performances were compared.

As a result, in the experiments performed working conditions in the Ball-Disc test apparatus;

1. If the 316 L samples are compared with those of other samples by wear of the PVD method, it is see the decrease the amounts and ratios of abrasion and also It has been found that the abrasive wear marks on the surface of the samples decrease.
2. Sodium hyaluronate liquids have been found to reduce the amount and ratio of wear when compared to dry medium.
3. The 316 L samples coated with the PVD method showed better wear performance than the uncoated Ti-6Al-4V material.

Keywords: CrN / TiN, PVD, Sodium Hyaluronate, Thin Hard Coatings, Ti-6Al-4V, 316 L Stainless Steel.

ÖNSÖZ

AISI 316 L gibi paslanmaz çeliklerde güçlü Cr/Ni bağlarından dolayı normal çeliklere uygulanan ısıt işlemler uygulanamamakta ve dolayısıyla malzemenin dayanım özellikleri iyileştirilememektedir. Biz bu çalışmada PVD kaplama yöntemi ile 316 L malzemesinin yüzey kalitesini arttırarak aşınma özelliklerinin iyileştirilmesini amaçladık.

Çalışmalarım boyunca değerli yardımlarını esirgemeyen ve beni yönlendiren hocam Prof. Dr. Hayrettin DÜZCÜKOĞLU' na, Teknik Isıl İşlem Ltd. Şti. Genel Müdürü Sayın Adnan BÜYÜKDİŞİKİTLİ' ye, GTS Ltd. Şti. firmasına, Ionbond-Tinkap A.Ş. firmasına, Teknik Metal Ltd. Şti. firmasına, Torun Silah A.Ş. firmasına, BAP Kuruluna 11201127 nolu projeye verdikleri destek için ve ayrıca hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen sevgili eşime ve oğullarıma teşekkürlerimi sunarım.

Tahsin KAMIŞ
KONYA-2017

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
ÖNSÖZ.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	6
2.1. İnce Film Kaplama Yöntemleri.....	16
2.1.1. Fiziksel buhar biriktirme	16
2.2. Başlıca Kaplama Malzemeleri.....	19
2.2.1. Titanyum nitrür (TiN)	19
2.2.2. Titanyum alüminyum nitrür (TiAlN).....	21
2.2.3. Krom nitrür (CrN).....	22
2.2.4. Titanyum karbonitrür (TiCN).....	23
2.2.5. Dupleks kaplama yöntemleri	24
2.3. Biyomalzemeler.....	24
2.3.1. Metalik biyomalzemeler.....	27
2.3.2. Paslanmaz çelikler	27
2.3.3. Titanyum ve alaşımları.....	28
2.3.4. Kobalt alaşımları.....	29
2.3.5. Seramik biyomalzemeler.....	30
2.3.6. Polimer biyomalzemeler	31
2.3.7. Kompozit biyomalzemeler	31
2.4. Sodyum Hyaluronat (HA).....	32
2.4.1. HA'in biyolojik rolü:	33
2.4.2. HA'in yapısal ve yağlama özellikleri:.....	34
2.5. Sürtünme ve Aşınma.....	34
2.5.1. Hasar mekanizmaları.....	35
2.5.2. Sürtünme	36
2.6. Aşınma	39
2.6.1. Adhesif aşınma	40
2.6.2. Abrasif aşınma.....	40
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	43
3.1. Amaç	43
3.2. Deneş Şartlarının Belirlenmesi	45
3.3. Materyal ve Metod.....	46
3.4. Mikrosertlik Ölçüm Metodu.....	46
3.5. Numunelerin Deneye Hazırlanması.....	48
3.6. SEM İncelemeleri	50

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA	52
4.1. Aşınma Deneylelerinde Elde Edilen Veriler ve Aşınma Grafikleri	52
4.2. Kayma Hızlarının Aşındırma Kuvvetlerine Göre Aşınma Oranına Etkisi	54
4.2.1. Diskler için; aşındırma kuvvetinin, aşınma ortamının ve kaplamaların aşınma oranına etkisi	55
4.2.2. Bilyeler için; aşındırma kuvvetinin, aşınma ortamının ve kaplamaların aşınma oranına etkisi	58
4.3. Kayma Hızı-Uygulanan Aşındırma Kuvveti Etkisinde Kayma Mesafesinin Sürtünme Katsayısına Etkisi	60
4.4. Kayma Hızı-Uygulanan Aşındırma Kuvveti Etkisinde Kayma Mesafesinin Sıcaklığa Etkisi.....	68
4.5. Sem İncelemeleri	72
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	76
5.1. Sonuçlar	76
5.2. Öneriler	77
KAYNAKLAR	79
ÖZGEÇMİŞ.....	85

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

A:	Temas Alanı
Aa:	Temas Eden Görünür Yüzey Alanı
a:	Talaş Derinliği
Ag:	Gerçek Temas Alanı (mm ²)
Al ₂ O ₃ :	Alüminyum Oksit
Ar:	Temas Eden İki Yüzey Alanı
°A:	Angstrom (1°A=10 ⁻¹⁰ m=10 ⁻⁴ μm)
BİAS:	Negatif Potansiyel
C:	Karbon
Cr:	Krom
CrN:	Krom Nitrür
°C:	Santigrat Derece
d:	Çap
dk:	Dakika
F:	Kuvvet
FK:	Kinetik Sürtünme Katsayısı
FN:	Normal Kuvvet
Fs:	Statik Sürtünme Kuvveti
g:	Gram
G ⁺ :	İyon
HRC:	Rockwel C Sertlik
HSS:	Yüksek Hız Çeliği

HV:	Vickers Sertliği
HVS:	Sıcak İş Çeliği
KW:	Kilowat
k:	Karakteristik Katsayı Değeri
L:	Kayma Yolu Uzunluğu
m:	Metre
mm:	Milimetre
Mn:	Mangan
Mo:	Molipten
Mpa:	Megapaskal
M ⁺ :	Kaplanacak Malzeme Atomu
n:	Devir
P:	Basınç
r:	Yarıçap
Ra:	Yüzey Pürüzlülük Değeri
s:	İlerleme
Si:	Silisyum
sn:	Saniye
τ_K :	Kayma Mukavemeti (N/mm ²)
Uab:	Abrasif Aşınma
V:	Kayma Hızı
v:	Kesme Hızı
Vg:	Kayma Hızı
WC:	Volfram Karbür
ZrN:	Zirkonyum Nitrür

“ τ_a ”:	Akma Gerilmesi
μ_s :	Statik Sürtünme Katsayısı
μ_k :	Kinetik Sürtünme Katsayısı
μm :	Mikron ($1 \mu m = 10^{-6} m$)
$\Sigma \sigma_k$:	Akma Mukavemeti (N/mm^2)

Kısaltmalar

CVD:	Kimyasal Buhar Biriktirme
DVD:	Doğrudan Buhar Biriktirme
HA:	Hyaluronik Asit
KGDD:	Küresel Grafitli Dökme Demir
PVD:	Fiziksel Buhar Biriktirme
SEM:	Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
TRD:	Tuz Banyosu Daldırma
Ti-6Al-4V:	Titanyum6Alüminyum4Vanadyum
AISI:	Amerikan Demir Çelik Enstitüsü
DIN:	Alman Standardı
TiAlN:	Titanyum Alüminyum Nitrür
TiAlVN:	Titanyum Alüminyum Vanadyum Nitrür
TiC:	Titanyum Karbür
TiCN:	Titanyum Karbonitrür
TiN:	Titanyum Nitrür
TiSiN:	Titanyum Silisyum Nitrür

1. GİRİŞ

Tüm dünyadaki insanların yaklaşık %10'u trafik ve spor kazaları, çevresel kirlilik, radyoaktivite ve savaş gibi nedenlerden dolayı tıbbi tedaviye ihtiyaç duymaktadırlar. Biyomalzemelere gereksinim, özellikle ilerleyen yaşa bağımlı olarak ortaya çıkmaktadır. Çünkü ileri yaşlarda kemik yoğunluğu ve dayanımı azalmakta ve osteoblast denen kemik üreten hücrelerin yeni kemik üretiminde ve kemikte oluşan mikro çatlakların kapanmasındaki üretkenliği düşmektedir. Ayrıca az gelişmiş ülkelerde ve 3. Dünya Ülkelerindeki savaş ve şiddet olayları insanların sakat kalmalarına sebep olmaktadır. Kaza, savaş ve benzeri durumlarda organların azalan veya kaybolan fonksiyonlarını yerine getirmek ve insanların bu yöndeki ihtiyaçlarını karşılamak amacıyla biyomalzeme adı verilen yapay organlar yapılmıştır. Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokularının işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan doğal veya sentetik malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla (örneğin kan) temas ederler (Gümüşderelioğlu, 2002).

Biyobütünlülük bir biyomalzemedan istenilen ve beklenen bir sonuçtur. Biyobütünlülük terimi, hem implant ile doku arasındaki ara yüzeyde ters doku reaksiyonlarının ve uygun olmayan dokuların oluşumu gibi zararlı etkilerin meydana gelmediği, hem de implantın istenilen mekanik özelliklerini ve fonksiyonelliğini tam anlamıyla sağladığı durum olarak tanımlanır. Biyomalzemenin mekanik özellikleri kütleli (bulk) özellikleri ile ilgili iken, dokular ile olan uyumu, aşınma ve korozyon davranışları yüzey özellikleri ile ilgilidir. Bu nedenle biyomalzemelerin kullanılacağı yere göre hem kütleli hem de yüzey olarak en iyi özelliklerine sahip olacak şekilde tasarlanması gerekir. Tıbbi uygulamalarda kullanılan biyomalzemeleri sert doku yerine kullanılacak biyomalzemeler ve yumuşak doku yerine kullanılacak biyomalzemeler olarak sınıflandırmak mümkündür. Ortopedik implantlar ve diş protezleri sert doku yerine kullanılan biyomalzemelerdendir. Metalik biyomalzemelerin mekanik özellikleri iyi olduğundan genellikle sert doku yerine kullanılan implantlar metalik biyomalzemelerden seçilmektedir. Bir yılda yapılan ameliyatların %40'ında metal esaslı malzemeler kullanılması ve piyasa değerinin milyarlarca dolar olması dikkat çeken bir konudur (Kohn, 1998). Bu ameliyatlarda en yaygın olarak kullanılan biyomalzemeler, AISI 316 L paslanmaz çelik ve titanyum

alaşımalarıdır. AISI 316 L paslanmaz çeliklerin; kimyasallara karşı duyarsızlığı (inertlik), korozyona dirençli olması, paslanmazlığı, dayanımı, daha düşük maliyeti, hammadde sıkıntısının olmaması ve şekillendirilebilirliği gibi nedenlerden dolayı gıda ve kimya endüstrisinden cerrahi implantlara kadar birçok alanda tercih edilmektedir. Titanyum alaşımları, özellikle Ti-6Al-4V ise, mükemmel korozyon direnci, düşük yoğunluğu, yüksek mukavemet/ağırlık oranı, düşük elastisite modülü gibi avantajlara sahiptirler (Bischoff ve ark., 1994; Hirakawa ve ark., 1996; Gümüşderelioğlu, 2002). Bu özelliklerinden dolayı titanyum alaşımları özellikle havacılık ve uzay sanayi ile denizcilik uygulamalarında, spor araçlarında ve vücut sıvılarına karşı gösterdiği duyarsızlık nedeniyle birçok medikal alanda kullanılmaktadır. Bununla birlikte, paslanmaz çelikler ve titanyum alaşımları benzer bir şekilde, düşük sertlik ve zayıf tribolojik özellikler sergilemektedir. Bu dezavantajlar, aşınmaya maruz kalan paslanmaz çeliklerin ve titanyum alaşımlarının kullanım ömürlerini oldukça azaltmaktadır. Bu açıdan işletme maliyetleri artarken, hammaddenin önemli olduğu günümüzde hammadde problemini de beraberinde getirmektedir. Bu malzemelerin özellikle sert doku implantlarında kullanıldığı düşünülürse, aşınmaya, vücut sıvıları ile sürekli temas ve tekrarlı yüklemelere maruz kalan bu implantların yüzey özelliklerinin iyileştirilmesinin bir zorunluluk olduğu görülmektedir. Normal yetişkin bir insanın her yıl ortalama olarak bir milyon adım attığı düşünülmektedir. Yürürken, koşarken, zıplarken, tırmanırken ve benzeri hareketleri yaparken hareketi sağlayan eklemler sürekli olarak değişken yüklemelere maruz kalırlar. Dolayısıyla tekrarlı yüklere maruz kalan bu organların yorulması kaçınılmaz bir olaydır. Buna ilaveten eklemler eş çalışan parçalardan oluşmuşlardır. Eklemler arasında yağlayıcı görevi gören sinoviyal sıvı bulunmaktadır. Arada sinoviyal sıvısı olmasına rağmen zamanla temas halindeki kısımlarda aşınma meydana gelmektedir. Ayrıca vücut sıvıları sürekli korozif bir ortam oluşturmaktadır. Dolayısıyla vücuda yerleştirilmiş bir biyomalzemenin yorulması, aşınması ve korozyonu aynı anda meydana gelir. Bu hasar mekanizmaları, insan vücudu içerisine yerleştirilen implantın bir süre sonra gevşemesine, aşınmasına, ani yük altında kırılmasına ve vücuda temas eden bölgelerde iltihaplanmalara sebep olabilir. Bunlar içerisinde aşınma en sık görülen aşınma mekanizmasıdır. Protez kullanım süresi ve yoğunluğu aşınmaya etki eden diğer önemli parametrelere dendir. Koşma, yürüme gibi farklı hareket durumları ile bu hareketlerin yapıldığı zeminin düz ve eğimli olması durumları incelenmiş ve yürüyüş hızının artması ve zeminin bozuk olmasının aşınma

oranını önemli ölçüde artırdığı görülmüştür(Bowsher ve Shelton, 2001). Yapılan istatistiksel bir çalışmada vücut içerisine yerleştirilen kalça protezlerinin en fazla 15 yıl görevini yerine getirdiği daha sonra aşınma ve yorulma hasarından dolayı değiştirilmek zorunda olduğu ifade edilmiştir. 15 yılda bir implantın değiştirilme zorunluluğu ve ameliyat, hem hastayı psikolojik olarak etkilemekte hem de ekonomik anlamda sıkıntılar ortaya çıkarmaktadır. Yapılan araştırmalarda temel amaç implantın kullanım süresini 50 yıla çıkarmaktır. Bu bilgiler ışığında, biyomalzemelerin yüzey modifikasyonuna neden ihtiyaç duyduğu şu şekilde özetlenebilir (Rodriguez, 1994; Kirkpatrick ve ark., 1997; Zhao ve ark., 1999) :

Biyomalzeme yüzeyi vücut içerisinde canlı dokularla doğrudan temastadır. Dokunun implanta cevabı yüzey özelliklerine bağlıdır. Bir biyomalzemenin aynı anda hem iyi kütleli özelliklere sahip olması hem de klinik uygulamalar için uygun yüzey karakteristiklerine sahip olması çok nadir rastlanan bir durumdur. Düşük kan ve doku uyumu sadece hücreli hasara sebep olmaz, aynı zamanda implantın hasara uğramasına da neden olur. Bu gibi durumlarda sertlik, aşınma ve korozyon direnci yüksek, aynı zamanda biyouyumlu bir malzemenin bu problemleri çözebileceği düşünülmektedir.

Biyomalzemelerin mekanik özellikleri, kütleli özellikler tarafından büyük ölçüde karşılanmasına rağmen, doku-implant etkileşimi bir ara yüzey problemi olup ara yüzey özellikleri tarafından kontrol edilir (Gümüşderelioğlu, 2002).

Uzun süreli kullanım, biyomalzemeler için bir amaçtır. Ortopedik uygulamalarda yaygın olarak kullanılan metalik implantlar dayanım ve elastisite gibi üstün kütleli özelliklerine sahip olmasına rağmen, nispeten zayıf yüzey özelliklerine de sahiptirler. Bu yüzden kütleli ve yüzey özellikleri arasında bir uyum gereklidir.

Aşınma ve korozyon sadece implant malzemeler için değil, diğer alanlarda kullanılan mühendislik malzemeleri için de önemli bir problemdir. Bu problemi tamamen ortadan kaldırmak imkânsızdır. Amaç, bu hasar mekanizmasının hızını yavaşlatmaktır. Bu yüzden, yüzey mühendisliği endüstriyel uygulamalarda, özellikle aşınmanın endüstriyel maliyetini düşürmede önemli rol oynamaktadır. Bu durum, değişik yüzey metotlarının ortaya çıkmasını sağlamıştır. Genel anlamda yüzey mühendisliği, tribolojik uygulamalar için yüzey modifikasyonu ve yüzey kaplama tekniklerini kapsamaktadır. Yüzey mühendisliği bu yüzyılın başlarında kaynak, alevle

sertleştirme, gaz karbürleme ve nitrürleme, fiziksel buhar kaplama [PVD], kimyasal buhar kaplama (CVD) ve iyon implantasyon metotları ile atılım yapmıştır. Plazma ve vakum teknolojilerinin gelişmesi ile birlikte yüzey işlemlerinin plazma ortamında yapılmasının etkili ve ekonomik olduğu görülmüştür. Günümüzde kullanılan yüzey modifikasyon teknikleri, yüzey sertliği, aşınma direnci ve yorulma dayanımını artırmak amacıyla kullanılır. Yüzey sertliğinin aşınma direnci üzerine önemli bir etkiye sahip olması, yüzey sertleştirme işlemlerinin ana malzemenin sertliğini değiştirmeksizin parçaların yüzeyden içeriye doğru sertleştirilerek aşınma dirençlerini artırmada kullanımını sağlamıştır. Fakat uygulamada bazen tek başına bir yüzey işlemi istenen aşınma ve korozyon direncini karşılamayabilir. Bu nedenle, son yıllarda yüzey modifikasyon tekniklerinin birlikte kullanıldığı dubleks yüzey işlemleri önem kazanmaktadır. Dubleks yüzey işlemi ön bir termokimyasal yüzey sertleştirme işlemi ile ince film kaplama işleminin birleşimidir (Alsaran, 2001). Burada amaç, taban malzemenin yük taşıma kapasitesini artırarak, malzemenin aşınma ve korozyon özelliklerini geliştirmektir. Böylece aşırı yük altında çalışmaya maruz kalan taban malzemede plastik deformasyon oluşmayacak ve kaplamanın bozulması önlenecektir. Dubleks yüzey işleminin ilk aşaması olan nitrürleme, difüzyonel bir işlem olup, azot atomlarının demir ve diğer alaşım elementleri ile yüzeyde nitrür yapısını oluşturmasına dayanır. Başlangıçta sıvı ve gaz ortamlarda yapılan nitrürleme işlemi plazma teknolojisinin gelişmesi ile daha kontrollü olarak yapılmıştır. Bu yöntem yapısında nitrür yapıcı alaşım elementi içeren dökme demir, az alaşımlı çelikler ve yüksek alaşımlı çeliklere uygulanabilmektedir. Son yıllarda, implant malzeme olarak kullanılan 316 L paslanmaz çeliği ve Ti-6Al-4V alaşımının tribolojik özelliklerini artırmada nitrürleme işlemi oldukça ilgi çekmektedir.

Vücutta kullanılan biyomalzemeler için göz önünde bulundurulacak ilk husus biyouyumluluktur. Çünkü biyouyumlu olmayan bir malzeme ne kadar tribolojik ve mekanik açıdan üstün olursa olsun implant malzeme olarak kullanılamaz. Bu yüzden her şeyden önce uygulanan yüzey işlemi biyomalzemenin biyouyumluluğunu bozmamalıdır. Bazı araştırmacılar biyouyumluluk terimini yapısal ve yüzey uyumluluğu olarak tanımlamışlardır. Yüzey uyumluluğu, bir biyomalzemenin vücut dokularına fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uyumlu olmasıdır. Yapısal uyumluluk ise, malzemenin vücut dokularının mekanik davranışına sağladığı optimum uyumdur (Burg ve Standard, 2001). Metal protezlerin biyouyumluluğu,

vücut içerisinde (in vivo ortam) korozyona uğramalarıyla ilgilidir (Tas, 2000). Korozyon, metallerin çevreleriyle istenmeyen bir kimyasal reaksiyona girerek oksit, hidroksit ve diğer başka bileşikler oluşturarak bozulmasıdır. İnsan vücudundaki akışkan, su, çözülmüş oksijen, protein, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonlar içerir. Bu nedenle, insan vücudu biyomalzeme olarak kullanılan metaller için oldukça korozif bir ortamdır. Malzeme korozyon sonucu zayıflar, daha önemlisi korozyon ürünleri doku içerisine girerek hücrelere zarar verebilir. Bu yüzden in vivo ortamlarda kullanılacak biyomalzemelerin serum, tükürük ve farklı sentetik tampon çözeltiler içerisinde test edilmesi gerekmektedir. 316 L paslanmaz çeliği ve Ti-6Al-4V alaşımının tribolojik özellikleri yüzey işlemleri ile iyileştirilirken, kütleli yapıları sayesinde sahip oldukları avantajların korunması dikkat edilmesi gereken bir konudur. Örneğin; aşınma direnci iyileştirilirken bu malzemeleri üstün yapan yüksek korozyon dirençleri azaltılmamalıdır.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

1960'lı yılların sonunda Amerika'da (PVD-Physical Vapour Deposition), Fiziksel Yolla Buhar Çökertme metodu geliştirilmiştir. Bu metot 200-500 °C arasındaki sıcaklıklarda yapıldığı için ısı işlem görmüş takım çeliklerinde kaplanması imkânını sağlamıştır. Fakat bu tekniğin laboratuvar aşamasından endüstride kullanıma aşamasına geçmesi ve teknolojik anlamda verimli olabilmesi 1970'li yıllara kadar sürmüştür (Sert, 1997).

Paslanmaz çeliklere, paslanmazlık özelliğini yapı içerisindeki serbest krom atomları vermektedir. Çünkü yapı içerisindeki serbest Cr atomlarının, oksijen ile reaksiyona girmesi ile oluşan pasif bir oksit tabakası, paslanmaz çeliğe yüksek korozyon direnci sağlamaktadır. Yapılan çalışmalarda işlem sıcaklığının en önemli parametre olduğu görülmüştür. Yüksek sıcaklıklarda yapılan nitrüleme işlemlerinde ostenitik paslanmaz çeliklerin korozyon direncinin azaldığı gözlemlenmiştir. Yüksek sıcaklıklarda oluşan CrN fazının kromca fakir bölgeler oluşturarak çeliğin korozyon direncini düşürdüğü tespit edilmiştir (Fossati ve ark., 2006). Düşük sıcaklıklarda yapılan çalışmalarda ise modifiye olmuş tabaka içerisinde korozyona dirençli ve sert bir fazın oluştuğu görülmüştür (Oliver ve ark., 1984). Kristal yapısı halen tartışma konusu olan bu faz, ilk olarak Ichii ve ark. (1986) tarafından tespit edilmiş ve S-fazı olarak tanımlanmıştır (Ichii, 1986). Daha sonra bu faz bazı araştırmacılar tarafından aşırı doymuş ostenit veya genişlemiş ostenit olarak ifade edilmiştir (Hannula ve ark., 1989; Samandi ve ark., 1993; Williamson ve ark., 1994). Bu fazın kristal yapısı hakkında yapılmış olan ilk çalışma Angelini ve ark. (1988) tarafından gerçekleştirilmiş ve bu fazın hacim merkezli tetragonal bir yapıya sahip olduğunu belirterek ϵ' simgesi ile göstermişlerdir (Angelini ve ark., 2013). Marchev ve ark. da (1998) bu fazın hacim merkezli tetragonal bir yapıya sahip olduğunu tespit etmiş, ancak m fazı olarak isimlendirmişlerdir (Marchev ve ark., 1998). Son zamanlarda Mingolo ve ark. (2006) da S-fazının triklinik kristal kafese sahip olabileceğini belirtmişlerdir.

Yüzeyde oluşan modifiye tabakanın sertliği ve kalınlığı yüzey özellikleri açısından önemlidir. İşlem sıcaklığı arttıkça tabaka kalınlığının arttığı ifade edilmiştir. Ancak, ostenitik paslanmaz çeliklerin nitrülenmesinde sıcaklık arttıkça modifiye tabakanın faz yapısı değişmektedir. Tabaka içerisindeki bu faz dönüşümü, tabakanın

aşınma ve korozyon özelliklerini ters yönde etkilemektedir. Bir başka ifadeyle, yüksek sıcaklıklarda elde edilen daha sert ve kalın tabakanın aşınma direncinin düşük sıcaklıklarda nitrürlenmiş numunelerde elde edilen tabakadan daha yüksek olmasına rağmen, yüksek sıcaklıklarda tabakada oluşan CrN fazı, korozyon direncini düşürmektedir. 450°C'ye kadar olan sıcaklıklarda, modifiye tabakada baskın fazın S-fazı olduğu bu sıcaklıktan sonra ise tabakada korozyon direncini azaltan CrN fazlarının çökeldiği görülmektedir (Borgioli ve ark., 2005).

Nitrürlenmiş numunelerin farklı korozyon davranışları modifiye tabakaya, özellikle tabakanın faz içeriğine ve tabakanın kalınlığına bağlıdır. S-fazının yoğun olarak bulunduğu modifiye tabaka eğer yeterince kalınsa, işlemsiz 316 L paslanmaz çeliğinden daha iyi korozyon özellikleri göstermektedir (Baranowska ve Arnold, 2006; Fossati ve ark., 2006; Gil ve ark., 2006).

316 L paslanmaz çelik üzerinde oluşan modifiye tabakanın aşınma karakteristikleri işlem sıcaklığı, aşındırıcı malzeme ve test şartlarına bağlıdır (Sun ve Bell, 1998). İşlem sıcaklığı arttıkça yüzey pürüzlülüğü artmıştır. Plazma ile nitrüleme sonucu yüzeyde sert ve plastik deformasyona karşı dirençli bir tabaka oluşmaktadır. Böylece işlemsiz ostenitik paslanmaz çeliklerin aşırı derecede aşınmasına sebep olan adezyon bağlarının oluşması ve adeziv aşınma ihtimali azalmaktadır (Li ve Bell, 2004).

316 L paslanmaz çeliğinin plazma nitrülenmesinde işlem süresinin etkisini gözlemek amacıyla 430°C sıcaklığında 0-5 saat işlem süresi aralığında yaptıkları deneylerde, düşük sıcaklıklardaki nitrüleme işleminin, ostenitik taban malzeme üzerinde modifiye bir tabaka oluşturduğunu ve tabakanın literatürde S-fazı olarak tanımlanan yarı kararlı bir fazdan ibaret olduğunu belirlemişlerdir. Bu işlem sıcaklığı için, S-fazının kalınlığının, yüzey sertliği ve sertleştirilmiş tabakaların kalınlığının, nitrüleme zamanının artmasıyla arttığını gözlemlemişlerdir. Ayrıca yapılan elektrokimyasal korozyon testleri sonucunda işlem görmüş bütün numuneler işlem görmemiş numunelerle karşılaştırıldığında daha iyi korozyon direncine sahip oldukları belirlenmiştir (Fossati ve ark., 2006).

Darbeli-DC nitrüleme sistemini kullandıkları çalışmada, azotun kısmi basıncının modifiye tabaka üzerinde etkili olduğunu ve gaz karışımı içerisindeki azotun kısmi basıncının artması ile daha kalın ve sert bir modifiye tabakanın elde

edildiğini tespit etmişlerdir. Ayrıca, gaz karışımı içerisindeki azot oranındaki artışın tabakanın korozyon direncini artırdığını gözlemlemişlerdir (Menthe ve ark., 1995).

Plazma ile nitrülenmiş paslanmaz çeliğin yüzey karakteristiklerine, nitrür tabakasına, sıcaklık ve darbe frekansının etkilerini araştırdıkları bir çalışmada, 400°C'de yüzeydeki tabakanın yalnızca S-fazından ve 500°C'de ise CrN+Fe₄N nitrürlerinden oluştuğunu saptamışlardır. Aynı zamanda, frekans ile faz kompozisyonunun değişmediğini gözlemlemişlerdir. Ayrıca işlem sıcaklığının modifiye tabaka kalınlığına olan etkisi açıkça gözlenirken frekansın etkisinin yok denilecek kadar az olduğu belirlenmiştir (Jeong ve Kim, 2001).

Ti-6Al-4V alaşımı 316 L paslanmaz çelik gibi düşük tribolojik özelliklere sahip olduğu için yüzey işlemine ihtiyaç duymaktadır. Titanyum iki farklı kristalografik yapıda bulunur. Oda sıcaklığında saf titanyum hegzagonal sıkı paket kristal yapıya sahiptir ve bu yapı α -Ti olarak tanımlanır. 883°C'de α -Ti yapısı hacim merkezli kübik β -Ti yapısına dönüşür. Titanyum alaşımları içerisinde Ti, Al ve V gibi elementler bulunduğu için nitrüleme işlemine uygun bir malzemedir. Titanyum ve alaşımlarının nitrülenmesi yıllardır bir araştırma konusu olmakta ve aşınmaya karşı etkin bir şekilde kullanılmaktadır. Azot atomları α -Ti yapısı içerisinde yüksek oranda çözünmekte ve böylece yapının mukavemetini artırmaktadır. Nitrüleme sonucunda yüzeyde TiN ve Ti₂N fazları oluşmaktadır (Da Silva ve ark., 1999; Zhecheva ve ark., 2005).

Birçok nitrüleme şartı titanyum ve alaşımlarının yüzey özelliklerine etki eder. Nitrüleme yöntemine göre en önemli parametreler, sıcaklık, zaman, gaz karışımı, gaz basıncı, akım ve gerilimdir. Gaz ile nitrüleme için en önemli parametreler sıcaklık ve zaman iken, plazma ile nitrüleme için sıcaklık, zaman, gaz karışımı ve elektriksel parametreler önemlidir. Nitrüleme sonucu yüzeyde hem bileşik hem de difüzyon tabakası oluşur. Bileşik tabaka içerisinde TiN ve Ti₂N fazları bulunmaktadır. Difüzyon tabakası ise, α -Ti yapısı içerisinde azot difüzyonu ile oluşur (Da Silva ve ark., 1999; Fouquet ve ark., 2004).

Nitrüleme sonucu yüzey sertliği, oluşan bileşik tabaka ve difüzyon tabakası nedeniyle artar(Rahman ve ark., 2007). Artan sıcaklıkla difüzyon oranı ve nitrür oluşma ihtimali de artar. Bu yüzden, yapılan çalışmalarda, işlem sıcaklığı ve süresinin

artmasıyla yüzeyde oluşan tabaka kalınlığı ve sertliğinin arttığı görülmüştür(Chen ve Jaung, 1997; Mishra ve ark., 2003; Wei ve ark., 2004).

Yüzeyde oluşturulan sert ve kalın tabaka alaşımın aşınma direncini iyileştirmektedir. Alaşımın aşınma davranışı özellikle yüzeyin en üst kısmında oluşan bileşik tabaka tarafından kontrol edilir (Rahman ve ark., 2007). Bileşik tabaka içerisindeki TiN fazı sert ve aşınma direnci oldukça yüksek bir fazdır. Bu fazın yoğunluğunun işlem sıcaklığı arttıkça arttığı görülmüştür. Bu yüzden yüksek sıcaklıklarda yapılan nitrürleme işlemlerinin daha yüksek aşınma davranışı göstermesi beklenen bir durumdur. Ayrıca, nitrürleme sonucunda sürtünme katsayısının işlem sıcaklığının artışı ile azaldığı belirtilmiştir (Lanning ve Wei, 2004).

700, 800 ve 900°C işlem sıcaklıklarında, sabit 24 saat işlem süresinde yapmış oldukları çalışmalarında, bütün numuneler için düşük yük ve düşük kayma hızlarında bileşik tabakanın adezyona ve kırılmaya karşı çok iyi direnç gösterdiğini belirlemişlerdir. Yüksek yük ve kayma hızlarında ise düşük sıcaklıklarda nitrürlenmiş numunelerin aşınma oranının arttığını, fakat 900°C'de nitrürlenmiş numunenin ise, difüzyon tabakası daha kalın olduğu için bu şartlar altında halen aşınmaya karşı dirençli olduğunu gözlemlemişlerdir(Molinari ve ark., 1997).

Titanyum alaşımları mükemmel korozyon direncine sahiptir. Titanyum elementi aktif bir elementtir ve oksijene karşı aşırı bir ilgisi vardır. Bu yüzden saf titanyum yüzeyde oluşan oksit film vasıtasıyla korozyona karşı koruma sağlar(Massiani ve ark., 1990; Kloppers ve ark., 1992; Massiani ve ark., 1992). Bu film özellikle oksitleme etkisi olan çözeltilere ve klorid iyonlarına karşı yüksek dirence sahiptir. Bu yüzden titanyum ve alaşımları deniz suyuna karşı gösterdiği dirençten dolayı denizcilik sektöründe çok sık kullanılmaktadır. Titanyum alaşımları nitrürleme gibi termokimyasal bir işleme maruz bırakıldığında, yüzey özellikleri değişeceğinden korozyon özellikleri de değişecektir.

1999 yılında yapılan bir araştırmada araştırmacılar nitrürlenmiş Ti-6Al-4V numunelerinin Hank çözeltisi (dengeli tuz çözeltisi: fizyolojik pH'ı ve tuz konsantrasyonunu sağlayan bir solüsyondur.) Dengeli tuz çözeltisi çoğunlukla sodyum, potasyum, kalsiyum, magnezyum ve klor içermektedir. Bu çözelti dokuları ve hücreleri yıkamak için kullanılmakla birlikte fizyolojik pH'ı ve osmotik basıncı sağlamaktadır Bazı durumlarda bu çözeltilere enerji kaynağı olarak glukoz eklenmekte

ve pH indikatörü olarakta fenol kırmızısı kullanılmaktadır.) içerisinde korozyon davranışlarının işlemsiz numune ile benzer olduğunu ifade etmişlerdir (Venugopalan ve ark., 1999).

Nitrüleme sıcaklığının TiAl4V korozyon davranışı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada, bütün nitrülenmiş numunelerin işlemsiz numuneye göre %5'lik HCl çözeltisi içerisinde daha fazla korozyon direnci gösterdiğini tespit etmişlerdir(Rossi ve ark., 2003).

Alaşım elementlerinin, Ti ve alaşımlarının nitrüleme sonrası yorulma davranışı üzerine etkisi büyüktür. Alaşımsız titanyumun yorulma dayanımı üzerine nitrülemenin etkisi olumluyken, alaşımlı titanyum üzerine olumsuz bir etkiye sahiptir. Yüksek sıcaklıklarda yapılan deneylerde bu problemin etkisi artmaktadır.

Alaşımsız titanyumun nitrüledikten sonra yorulma davranışı incelenmiş ve tabaka ile taban malzeme arasında deformasyon farkı olmadığından, tabakanın çatlak başlangıcını geciktirdiğini ve böylece yorulma dayanımını artırdığını belirlenmiştir(Tokaji ve ark., 1994).

Yapılan bir çalışmada Ti-6Al-4V alaşımının nitrülenmesi ile elde edilen tabakanın çatlak başlangıç direncinin düşük olduğunu, bu yüzden ani çatlak oluşumu ve hızlı çatlak ilerlemesi ile yorulma dayanımının düştüğünü ifade etmişlerdir (Shibata ve ark., 1994). Nitrülenmiş tabaka içerisindeki ani çatlak başlangıcı, nitrülenmiş tabaka ile esas malzeme arasındaki deformasyon farkından kaynaklanmıştır.

316 L ve Ti-6Al-4V alaşımının yüzey özelliklerini iyileştirmek için nitrüleme işleminin yanında TiN, TiAlN, CrN, DLC, Al₂O₃, ZrO₂, TiO₂ gibi seramik ince film kaplama ve iyon implantasyonu gibi başka yöntemler de kullanılmıştır(Chu ve ark., 2002).

Titanyum gibi metalik malzemelere iyon implantasyonu uygulanması ile malzeme yüzeyi daha sert, sürtünme katsayısı daha düşük, aşınma direnci daha yüksek bir hal alır. Bu değişimler malzemenin yüzeye yakın kısımlarında olmaktadır. Yapılan bir çalışmada, azot implantasyonunun aşınma oranını %20 azalttığı görülmüştür. Benzer gelişmeler 316 L paslanmaz çeliğinden yapılmış diz ve kalça protezleri için de elde edilmiştir ve birkaç milyon çevrimden sonra bile daha az çizilme görülmüştür(Oliver ve ark., 1984).

Farklı taban malzemeler üzerine uygulanan yüzey işlemleri için araştırılan diğer bir konu da yorulma hasarıdır. 316 L paslanmaz çelik üzerine PVD magnetron sputtering yöntemi ile yapılan ZrN kaplanan bir çalışmada; kaplamanın taban malzemeye mükemmel yapışması (adezyon) ile oluşan bası artık gerilmeleri ve mekanik gerilmeler, bu taban malzemenin yorulma performansını iyileştirmede önemli bir artış sağlamıştır(Berríos ve ark., 2001).

Yapılan bir çalışmada çeşitli çeliklerin yorulma özelliklerini değerlendirmek için, farklı film kaplamalar kullanarak, erimiş tuz banyosuna daldırma metoduyla (TRD) VC, NbC ve CrC, CVD ile TiC ve PVD ile TiN kaplayarak deneyler yapmışlardır. TRD ve CVD ile karbür kaplanan numunelerin yorulma limitlerinin sertleştirilmiş taban malzemelere nispetle azaldığını saptamışlardır. Bu düşüşün sebebini artık gerilmelerin fazlaşması ve/veya karbür oluşmasıyla karbonların azalmasının neden olduğu sertlikteki azalma ile açıklamışlardır. Ayrıca yazarlara göre yorulma çatlakları malzemede, taban malzeme ile kaplama ara yüzeyinde başlamaktadır(Saruki ve ark., 1989).

316 L'nin TiN_x (TiN_{0.55}, TiN_{0.65}, TiN_{0.75}) ile kaplanması sonucu yorulma özelliklerinin araştırıldığı bir çalışmada; çelik malzeme üzerine bu tarz uygulamaların, kaplanmamış malzemelerle karşılaştırıldığında, akma dayanımları ve yorulma özelliklerinde önemli derecede artışlara neden olduğu belirlenmiştir. Yorulma ömründeki artış kaplamaların taban malzemeye göre daha yüksek mekanik özellikler taşımasına, mükemmel bir şekilde adezyonuna ve bası artık gerilmeleri içermesine bağlanmıştır(Berríos ve ark., 2001). Tüm bu etkenler kaplama içerisindeki çatlakların ilerlemesini engellemekte ve taban malzemeye bu çatlakların geçişini geciktirmektedir. Bu nedenle 316 L çelik taban malzemenin korozyona ve aşınmaya karşı direncini artırmak için TiN kaplamaların kullanımı, kaplanmış malzemenin yorulma ömründe önemli bir artışa sebep olacaktır. Yorulma numunelerinin eksen boyunca alınan kırılma yüzeyine dik olan kesitlerinde kırılma analizi yapılmış, taban malzeme boyunca yorulma çatlak ilerlemesinin kaplamanın kırılmasından sonra meydana geldiği ve kırılma sürecinin kaplamada başlayıp taban malzeme ile taban malzeme-kaplama ara yüzeyi boyunca devam ettiği anlaşılmıştır. Kaplama içerisindeki çatlakların hızlı ilerlemesi filmlerin tokluğunun artırılmasıyla engellenebilir. Bu da ancak artık gerilmeler altında olacaktır.

Araştırmacılar 316 L paslanmaz çeliği üzerine PVD tekniği ile TiN kaplayarak yorulma davranışını inceledikleri bir çalışmada, kaplanmamış numunelere göre TiN kaplanmış numunelerin yorulma ömründe önemli derecede bir artışın olduğunu gözlemlemişlerdir. Test edilen kaplanmış numunelerin bir kısmından alınan kesit resimlerinin yanı sıra, yapılan çalışmada belirlenen gerilme-çevrim sayısı eğrileri, yorulma çatlaklarının numunelerin yüzeyinde çekirdeklendiğini ve literatürde belirtildiği gibi, ya taban malzemeye doğru veya kaplama-taban malzeme ara yüzeyi boyunca ilerlediğini göstermiştir. Buna karşılık 316 L paslanmaz çelik taban malzemenin korozyon ve aşınmaya direncini artırmak için bu tür bir kaplama yapmanın kaplanmış elemanın tüm yorulma özelliklerinde faydalı olmadığı, aksine özellikle düşük maksimum değişken gerilmelerde önemli bir artmaya sebep olduğu sonucu çıkarılmıştır(Puchi-Cabrera ve ark., 2004).

1988 yılında yapılan bir çalışmada PVD ve CVD yöntemleri incelendiği zaman DVD'den farklı yönleri olduğu açıkça görülmektedir. CVD yöntemini incelediğimiz zaman kaplanacak olan parçalar 1000-1200 °C sıcaklıklara maruz kalmaktadır. Bu da sertleştirilmiş parçalar için istenilmeyen bir olaydır. Çünkü bu sıcaklıklarda malzemelerin içyapıları değişebilmektedir. Böyle olumsuz bir yönü olmasına rağmen CVD yöntemi küresel özellikteki parçalar (bilye) için tartışılmaz kolay kaplama yöntemidir. Ayrıca CVD yöntemi ile uzun malzemelerin kaplanması (tel, mil ve diğerleri) kolaylıkla yapılabilmektedir. Ancak elektronik alanda kullanılan özellikle fiber optik ve bakır özellikteki kabloların kaplanmasında ortalama sıcaklık 350-650 °C arasında olmalıdır. Bu nedenle CVD yöntemi bu tip kaplamalarda kullanıma uygun değildir. Direkt buhar biriktirme (DVD) yönteminde sistemin uzun ebatlı parçalara ayarlanması oldukça kolaydır ve işlem odasının sıcaklığı 600°C yi geçmemektedir(Scoles, 1988).

1990 yılındaki çalışmalarda ana malzeme yüzeylerinin ince sert filmlerle kaplanmasıyla yüzey özelliklerinin geliştirildiğini tespit etmişlerdir. Bu tür kaplamalarda genellikle CVD ve PVD yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemlerle üretilen ince filmlerin üstün özellikleri malzemenin yüzey özelliklerini önemli derecede geliştirmektedir. Kaplanan malzemenin yüzeyindeki bu önemli gelişmeler; Yüksek sertlik, Yüksek aşınma direnci, Yüksek korozyon direnci, Kimyasal kararlılık, Kaviteasyon ve erozyon aşınmalarına direnç olarak tanımlanabilir(Reichelt ve Jiang, 1990).

Sert kaplamaların incelendiği çalışmada kalın sert kaplamalar, 5-110 µm çaplarındaki değişik metal tozlarının oksiasetlenen alevi veya plazma arkı arasından basınçla geçirilirken ergitilerek kaplanacak metalin yüzeyine hızla etki ettirilen 1 mm' den 6 mm' ye kadar kalınlıkta ana metalden daha farklı nitelikleri olan, ikinci bir metal ile kaplanmasıdır. Soğuk ve sıcak püskürtmede özel hazırlanmış ana malzemenin yüzeyine basınçla gönderilen çelik tozların iyi yapışması için ön ısıtmaya ihtiyaç vardır. Plazma arkında da ana malzeme ön ısıtmaya tabii tutulur. Toz partikülleri elektrik arkı arasından geçirilir. Ana malzeme aynı zamanda koruyucu gaz olarak argonun etkisi altında bırakılarak daha temiz daha gözeneksiz ve daha başarılı bir kaplama yapılmış olur(Sert, 1992; Sert, 1997).

1993 yılında Campbell tarafından birçok çeşitli reaksiyonlar denenmiş ve metotların indirgenmesiyle ilgili birçok uygulamalar yapılmış ve bulunmuştur. CVD kaplama metodunun temelini, genellikle gaz fazında olan kimyasal tepkimelerin katı ürünlerinin kaplanacak olan ana malzeme üzerine biriktirilmesi işlemi oluşturur.(Sert, 1993; Sert, 1997).

Kaplamaların incelendiği çalışmada, PVD yöntemiyle elde edilen kaplamaların performansını iş parçası malzemesi ve kesme parametreleri belirler. TiN kaplamalarda her uygulama için optimum kaplama olmadığından PVD yöntemiyle yeni kaplama bileşimleri geliştirmesine çalışılmaktadır. TiN yerine, HfN ve TiC gibi tabakaların uygulama alanı bulamaması sonucu çalışmalar üçlü ve dörtlü kaplamalar ile geçiş katmanlı kaplamalar yönünde yoğunlaşmıştır. Üçlü ve dörtlü kaplamalara TiAlN, TiNbN, TiAlVN ve TiHfN örnek olarak verilebilir. Bu kaplamalar içerisinde en iyi performans TiAlN kaplamalarda gözlenmiştir(Karagöz, 1994).

1996 yılında yapılan çalışmalarda, sert kaplamaların takım yüzeylerine başarıyla uygulandığı yöntemlerden bir tanesi de PVD yöntemidir. Bu yöntem vakum altında bulundurulan malzemelerin buharlaştırılarak veya sıçratılarak atomların yüzeyden koparılması ve kaplama yapılacak yüzeyde atomsal veya iyonsal olarak biriktirilmesi esasına dayanmaktadır(Eryılmaz, 1996).

1998 yılında yapılan çalışmada TiN kaplanmış GGG 40 sınıfı küresel grafitli dökme demirlerin yorulma davranışlarını incelemiş ve kaplamasız KGDD' in yorulma dayanım sınırı 285 Mpa iken TiN kaplanmış KGDD' de bu sınırın 305 Mpa gerilme genliğine ulaştığını tespit etmiştir.(Başman, 1998).

1998 yılında yapılan çalışmada, PVD (Fiziksel Buhar Biriktirme) ve CVD (Kimyasal Buhar Biriktirme) yöntemleriyle ince filmle kaplanmış malzemelerin yorulma davranışı ile ilgili yapılan çalışmalarda ince filmlerin malzemelerin yorulma dayanımını artırdığı bilinmektedir. Makine parçaları ve yapı elemanlarından çoğu çevrimsel yüklemeler ve titreşimler yüzünden yorulma hasarına uğramaktadır. Genelde yorulma hasarında çatlak başlangıcı yüzeyden başlar. Bu nedenle malzemelerin yorulma dayanımını artırmak için yüzey özellikleri geliştirilmiştir. İstenilen yüzey özellikleri iki temel prensipte geliştirilir. Birincisi ana (taban) malzemenin yüzey özellikleri kimyasal, termokimyasal, ısı ve mekanik işleme değiştirilir. Diğeri ise ana malzemenin yüzeyine PVD veya CVD yöntemiyle ince film kaplanmasıdır. Bu kaplamalarla malzeme yüzeyinde oluşturulan ince film kaplamalarla malzeme yüzeyinde sert tabaka oluşturulup yüzeyin aşınması ve darbe karşısında çatlama engellenmiştir(Başman, 1998).

Araştırmacılar 1998 yılında yaptıkları çalışmada, PVD ile TiN ve TiCN kaplanmış östemperlenmiş küresel grafitli dökme demirlerin yüzey özelliklerini incelemişlerdir. Çalışmada kaplamasız numunelerin mikro yapı olarak incelendiğinde mikro yapının ösferritik yapıdan oluştuğu tespit edilmiştir. Kaplamalı numunelerin mekanik özellikler bakımından daha iyi sonuçlar sergilediği belirtilmektedir. Çekme dayanımı bakımından incelendiğinde TiN kaplamalı numunelerin % 16, TiCN numunelerin ise % 22 daha iyi sonuç verdiği tespit edilmiştir. Yapılan çok katmanlı kaplamanın (TiCN) bütün deney sonuçları incelendiğinde daha iyi sonuçlar verdiği belirlenmiştir (Feng ve ark., 1999).

Araştırmacılar 1998 yılında yaptıkları çalışmada PVD yöntemi ile tek katlı TiN (Titanium Nitrid) ve çok katlı TiAlN (Titanium Alüminyum Nitrid) kaplamalar çelikler üzerine uygulanabilmektedir. Korozyona karşı TiAlN kaplamalar TiN kaplamalara göre daha koruyucudur. TiAlN kaplamaların aşınma davranışları kuru kesme şartlarında tabakalar arasındaki gerilmeyi dağıtıcı etki yapmaktadır(Tönshoff ve ark., 1998).

2001 yılında yapılan çalışmalarda, sert metal üzerine PVD yöntemiyle tek katlı TiN, TiAlN, TiB₂ ve çok katlı TiAlN kaplamalı takımın kesme işlemlerinde aşınma davranışları ve takım ömürleri incelenmiştir. Takım ömürleri, gri dökme demirin frezelenmesi, inconel 718 ve A390 alüminyum alaşımının tornalanması ile elde edilmiştir. Gri dökme demirin işlenmesinde tek katlı TiAlN, çok katlı TiAlN

kaplı sert metal ve çok katlı TiN/TiCN/TiAlN kaplı sert metal uca oranla daha yüksek takım ömrüne sahip olduğu anlaşılmaktadır. Inconel 718 alaşımının işlenmesinde, çok katlı TiAlN kaplı sert metal uç, tek katlı TiAlN kaplı sert metal uca ve çok katlı TiN/TiCN/TiAlN kaplı sert metal uca oranla daha yüksek takım ömrüne sahip olduğu anlaşılmaktadır (Prengel ve ark., 2001).

İnce sert kaplamaların aşınma hızları ile ilgili deneysel çalışmada, yüksek hız çelikleri üzerine TiC, TiCN, TiAlN ve TiN kaplama yaparak pin-disk üzerinde kuru sürtünme ortamında aşınma hızlarını tespit etmiştir. En düşük aşınma hızını TiAlN kaplı numunelerde gözlemlemiştir. TiAlN' den sonra en düşük aşınma hızına sahip numuneler ise sırasıyla TiC, TiCN ve TiN olduğunu belirtmiştir. TiAlN kaplamasının sertliği ve sürtünme katsayısı düşük olduğundan diğer kaplamalara göre daha düşük aşınma hızına sahiptir. İnce film kaplamaların sertlik ve sürtünme katsayıları aşınmalarında önemli faktördür(Ranea, 2002).

2002 yılında yapılan bir çalışmada 316 L malzeme yüzeyinde PVD yöntemiyle TiN kaplamalar oluşturulmuş ve aşınma davranışları incelenmiştir. Yapılan incelemeler sonucunda TiN kaplamasının aşınma oranını ve sürtünme katsayısını büyük oranda düşürdüğü görülmüştür (Dogan ve ark., 2002).

Bir çalışmada borlanmış ve PVD yöntemiyle TiN kaplanmış KGDD kam milleri ile kaplamasız ve sertleştirilmiş dövme kam millerinin çalışma performansını incelemiştir. Aşınma deneyleri sonucunda bor ve TiN kaplanmış numunelerin diğer numunelere göre daha iyi sonuçlar verdiğini görmüştür. Aşındırma işlemi sonunda numunelerin yüzeyinde oksitlenmelerin olduğunu gözlemlemiştir. Küresel grafitli dökme demirlere TiN kaplamaların yapılabileceği sonucuna varmıştır(Toprak, 2002).

Takım kaplamaları üzerine yapılan çalışmalarda, PVD yöntemiyle TiC, TiN, TiAlN, Al₂O₃ kaplı uçların yüksek sıcaklık sertliklerini, oksidasyon hızlarını, aşınma özelliklerini deneysel olarak hesaplamıştır(PalDey ve Deevi, 2003).

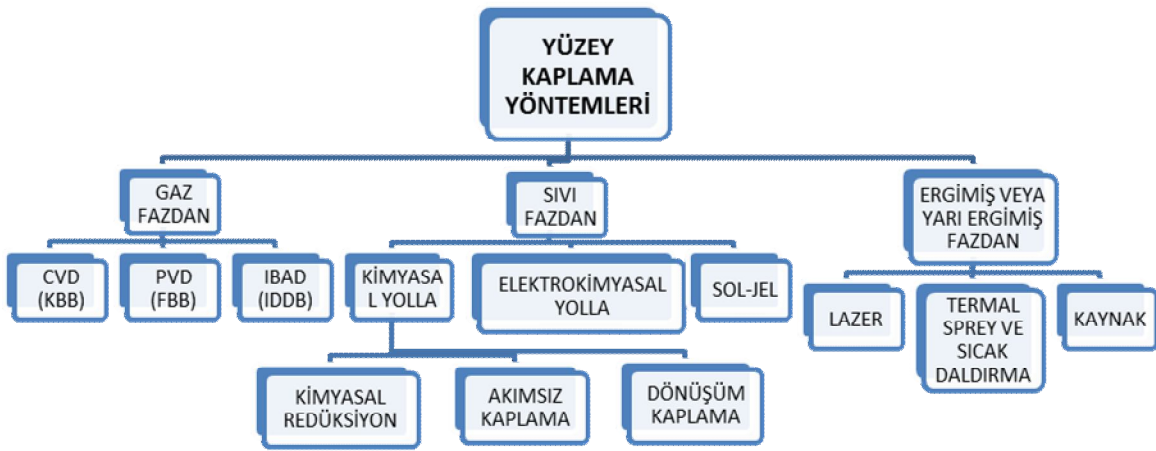
Kaplama yöntemi ve kaplama malzemesinin, yüzeyin mekanik ve fiziksel özelliklerine etkisi incelenerek sertlik, sürtünme katsayısı, oksidasyon sıcaklığı, korozyon dayanımı gibi özellikleri karşılaştırılmıştır(Janoss, 1999).

Janoss' a göre en yüksek sertlik değeri PVD ile TiAlN kaplanmış malzemedeki 4500 VHN olarak ölçülürken en iyi korozyon direnci CrN olarak tespit edilmiştir. En düşük sertlik değeri ise CrN' ün PVD yöntemiyle kaplanmasında elde edilmiştir. En

düşük sürtünme katsayısına sahip kaplama materyali ise PVD yöntemiyle TiAIN kaplanmış numuneler olarak görülmektedir(Janoss, 1999).

2.1. İnce Film Kaplama Yöntemleri

İmalat endüstrisinde kullanılan ince film kaplama yöntemleri Şekil 2.1. de gösterildiği gibi farklı yöntemlerle yapılmaktadır.



Şekil 2.1. Çeşitli kaplama yöntemleri (Öncel, 1999).

2.1.1. Fiziksel buhar biriktirme

PVD (Fiziksel Buhar Biriktirme) yöntemi yüksek sıcaklıkta, vakum altında bulundurulmuş kaplama malzemesi yüzeyindeki atomların buharlaştırılarak kaplama yapılacak yüzeyde atomik veya iyonik bileşikler şeklinde biriktirilmesi esasına dayanmaktadır.

Makine parçalarının ömürleri ve takımların kullanım süreleri, aşınma nedeni ile sınırlıdır. Günümüzde aynı parçanın gittikçe daha büyük sayıda üretilme talepleri yaygınlaşan otomasyona karşılık aşınma nedeni ile metal işleme makinelerinin durma süreleri, fiyat faktörünü devamlı arttırmaktadır. Takım ömürlerini uzatma için yeni nesil takım çelikleri üretilmektedir. Takımlarda kullanılan malzemeleri, daha pahalı yenileri ile değiştirme yerine, yalnız yüzeyin aşınma özelliklerini geliştirmek ise

soruna ekonomik ve pratik bir yaklaşımdır. Bu alanda sert seramik film kaplamalar ile son yıllarda büyük aşamalar sağlanmıştır. Bu teknolojilerde kullanılan nitrür, karbür, oksit, bor vb. gibi sert seramik kaplamaların, aşınmaya karşı dayanıklı oldukları uzun zamandır bilinmektedir. Bu malzemelerin gevrek ve çok kırılğan oluşları, dolu malzemenin kullanılmasını engellemektedir. Ayrıca fiyatları da oldukça yüksektir. Bu tür malzemeler ince seramik film olarak çelikler ve sert metaller üzerine kaplandıklarında yüzey sertliği çok yüksek, kütleli olarak tokluğu yeterli kesici takımların ve kalıpların üretilmesi mümkün olmaktadır (Türküz, 1997).

PVD, bazı organik malzemeler kadar iyi özelliklere sahip, metaller, alaşımlar, bileşikler ve onların karışımları ve her tip inorganik malzemenin kendiliğinden çökmesini mümkün kılan çok değişik bir teknolojidir. Çökme hızları, dakikada 10-750 000 Å arasında değişebilir. Daha yüksek çökme hızları aşağı yukarı son 20 yılda elektron ışın ısıtıcı kaynakların geliştirilmesi ile elde edilebilmiştir.

İnce ve kalın filmler arasındaki kalınlık sınırları, bir dereceye kadar serbest alınabilir. Çoğunlukla 1000 Å (µm) bir kalınlık, ince ve kalın filmler arasındaki sınır olarak kabul edilmektedir. Filmin kalın veya ince olduğunu belirleyen en son bakış açısı, filmin yüzeysel özelliklerinin mi yoksa hacimsel özelliklerinin mi ortaya çıktığına bağlı olmaktadır (Özcan, 1997).

Genelde, çökeltme işlemleri iki kısımda incelenebilir.

- 1) Plazma spreyleme, ark spreyleme, tel infilaklı spreyleme, patlama tabancalı kaplamadaki gibi damlacık transferini kapsayan işlemler,
- 2) Buharlaştırma, iyon kaplama ve püskürtme gibi fiziksel buhar biriktirme işlemleri [PVD], kimyasal buhar biriktirme (CVD) ve elektro-çökeltme de olduğu gibi atomlar arası transferi kapsayan işlemler.

Damlacık transferi işlemlerinin en büyük dezavantajı son buhar biriktirme özellikleri etkileyen gözeneklilik oluşumudur. Herhangi bir çökeltme oluşumunda üç aşama vardır.

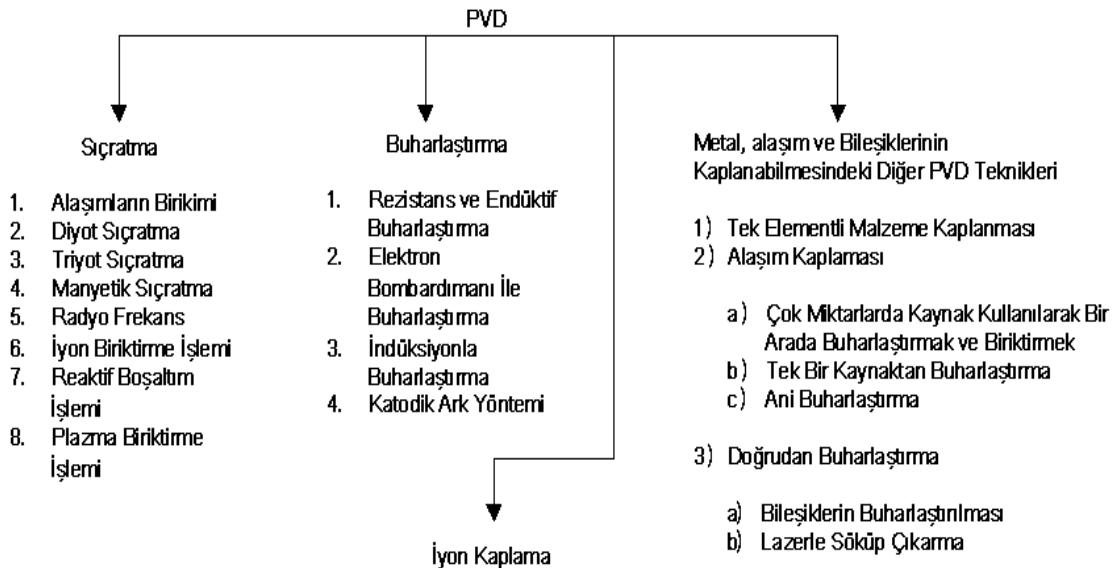
- 1) Birikmiş olan malzemenin analizi,
 - Yoğuşma fazından (katı ve sıvı) buhar fazına geçiş,
 - Bileşiklerin birikmesi için, vakum odası içine buhar veya gaz olarak girebilen bazı bileşiklerin elemanları arasındaki reaksiyon.

- 2) Kaplama malzemesi ve kaplanacak malzeme arasındaki buharların taşınması,
- 3) Film çekirdeklenmesi ve büyümesini takiben buharların (ve gazların) yoğuşması.

Çeşitli atom transferi işlemleri arasında belirli farklılıklar vardır. Elektro-çökeltme ve kimyasal buhar biriktirme işlemlerinde, yukarıda bahsedilen üç aşamanın hepsi birlikte kaplanacak malzeme de meydana gelir ve bu adımlar birbirinden bağımsız olarak kontrol edilemez. Bu durumda, kaplanacak malzeme sıcaklığı (CVD' de biriktirme hızı sabit tutulduğunda) gibi bir işlem parametresi seçimi yapılırsa, diğer parametrede meydana gelen mikro yapı ve özellikler belirlenir. Diğer yandan, PVD işlemlerinde bu aşamalar (özellikle 1. ve 3. adımlar) birbirinden bağımsız olarak kontrol edilebilir ve bundan dolayı içyapı ve özellikler veya çökeltme hızı kontrolünde çok daha büyük esneklik derecelerine sahiptirler. Bu göz önünde bulundurulması gereken çok önemli bir özelliktir (Özcan, 1997).

2.1.1.1. Fiziksel buhar biriktirme yöntemleri

Fiziksel buhar biriktirme yöntemleri 3 ana başlıkta incelenmektedir. Bu başlıklar doğrultusunda kaplama yöntemleri şekil 2.2.'de şematik olarak belirtilmiştir.



Şekil 2.2. Fiziksel buhar biriktirme metotları (Sert, 1993; Eryılmaz, 1996).

2.2. Başlıca Kaplama Malzemeleri

2.2.1. Titanyum nitrür (TiN)

Dünyada aşınmaya karşı yapılan kaplamaların başında TiN (Titanyum Nitrür) gelmektedir. Bu kaplamanın avantajları ve özellikleri şöyle sıralanabilir.

- Yüksek sertliği 2400-3000 HV ve ısıl geçirgenliği düşük olması nedeniyle talaşın takıma ısı transferini engeller ve takımın ısınarak, yumuşamasını önler. Krater oluşumunu ve serbest yüzey aşınmasını minimuma indirir. Bu sebep ile kesme ve ilerleme hızları % 20 kadar arttırılabilir (Hedenqvist ve ark., 1990; König ve ark., 1991; Holmberg ve Matthews, 2009).
- Kimyasal stabilitesi yüksek bir malzeme olduğundan iş parçasına yapışmaz, kayganlık özellikleri yükselir. Kesme anında uç birikintilerinin büyümesini engelleyerek iş parçası yüzeyinin temiz çıkmasını sağlar.
- Sürtünme katsayısı düşük olduğu için kesme ve sürtünme kuvvetleri azalır ve buna bağlı olarak takımın ısınmasını önleyerek ve plastik deformasyonu geciktirir ,
- Kimyasal reaksiyonlara girmediğinden iş parçasının çalışma yüzeyleri daha uzun süre aktif kalır. Özellikle paslanmaz çelik iş parçalarında takımdan, iş parçasına demir transferi olmadığı için paslanmayı önler.
- Kaplama yüzeye mükemmel yapıştığından sıvama kenarlarında ve kesici kenarlarda kaplama dökülmesi olmaz. Yüksek tonajlı preslerde dahi yüzeyden dökülmezler (Holmberg ve Matthews, 2009).
- Kalınlığı 1-4 μm (0.001 -0.004mm) arasında olduğunda takımların toleranslarını değiştirmezler. Kaplama sonrası ilave bir işlem gerektirmeden takım kullanılır.
- Kaplamalar ince (1-4 μm) olduklarından ısıl genişleme katsayıları takımların ısıl genişleme katsayılarını kadardır. Bu nedenle ısıl genişleme ve eğilme ile takım yüzeyinden dökülmezler.
- Renkleri ana malzeme renklerinden farklı olması nedeniyle takımın aşınma miktarı kolaylıkla görülebilir (Tokmanoğlu, 1992).

- TiN kaplama, takımların, kalıpların ve diğer makine elemanlarının aşınmalarını engellemesine karşın her türlü aşınma probleminin çözümü değildir. PVD teknikleri ile daha başka birçok metal ve metal bileşiği kaplama yapmak mümkündür. Bu kaplamaların TiN' in fiziksel özelliklerini taşıması yanı sıra ayrıca ilave değişik özelliklere de sahiptirler.

Çizelge 2.1' de görüldüğü gibi TiN (Titanyum Nitrür) ile kaplanmış ve kaplanmamış malzemelerin özellikleri, kullanım alanları ve performansı gösterilmiştir (Tokmanoğlu, 1992).

Çizelge 2.1. TiN ile kaplanmış ve kaplanmamış malzemelerin sonuçları (Sert, 1993)

Sertlik	3400±200 HV
Kalınlık	3±0.5 µm
Kaplama Sıcaklığı	250-500°C
Oksidasyon Sıcaklığı	400°C
Renk	Altın Sarısı

Çizelge 2.2. TiN kaplamaların kullanım alanları ve performansı

Takım veya Kalıp	Takım veya Kalıp Çeliği	İş Parçası	Kaplamasız Sonuç	Kaplamalı Sonuç
Matkap	DIN 1.2343	Döküm	30-40 Delik	300 Delik
Klavuz	DIN 1.2343	Boru	80-100 Delik	3500 Delik
Klavuz	DIN 1.2343	Pik Döküm	1 Vardiyada 3 Değişirme	1 Vardiyada 1 Değişirme
Broş	ASP 30	Çelik Döküm	1250 Broşlama	— 4500Broşlama
Form Kalem	DIN 1.3207	Otamat Çeliği	1 Vardiyada 2 Değişirme	2 Vardiyada 1 Değişirme
Kanal Freze	DIN 1.2343	Çelik Döküm	%80 ömür, %40 hız artımı	
Azdırma	M2 DIN 1.3343	D. Çelik	45 Dişli	1357 Dişli
Fellow,Lorenz Çakısı	ASP 30	Çelik Döküm	6-7 Kat ömür artışı	
Azdırma Çakısı	ASP 30	Çelik Döküm	İlk kaplamada 8 kat Bileme ile 3 kat ömür artışı	
Derin Sıvama Kalıbı	DIN 1.2080	DKP Saç	20 Kat ömür artışı	
Sıvama Kalıbı	DIN 1.2080	DKP Saç	Kaplama ile sarma önlendi	
Kesme Zımbası	DIN 1.2343	Paslanmaz	4 Kat ömür artışı	

2.2.2. Titanyum alüminyum nitrür (TiAlN)

Titanyum Nitrür tabakaya alüminyum ilavesi ile sert tabakanın sertliğinin artırılmasının (3600 HV) yanı sıra kaplamanın oksitlenmeye karşı mukavemeti de artar. Bu kaplama ile kesici takımlarda yüksek kesme hızlarında TiN' e oranla daha iyi verim elde edilmektedir. Kaplama tabakasının özellikleri alüminyum katkı miktarına göre değişmektedir. Alüminyum oranı yükseldikçe kaplamanın sertliğinin yanı sıra yüzey pürüzlülüğü de artmaktadır. Bu katkı miktarı takım cinsine göre belli bir sınıra kadar arttırılmalıdır. Sürekli kesme işlemlerin de kaplama yüzeyinde oluşan Al₂O₃ tabakası nedeniyle düşük ısı iletkenliği özelliğini almakta ve kesici takımın daha az ısınmasına neden olmaktadır. Bu nedenle kesici takım üzerine transfer olan

ısı miktarı azalmaktadır. Buda kesici takımın daha yüksek kesme hızlarında çalıştırılmasını sağlamaktadır. Sürekli talaş kaldıran takımlarda TiN kaplamaya göre % 70 oranında yüksek ömür elde edilmektedir. (TiAl)N kaplamalar, çok katlı (Multilayer) olarak ta yapılmakta ve yüksek performans sağlanmaktadır (König ve ark., 1991).

2.2.3. Krom nitrür (CrN)

Kağıt, tekstil, plastik ve metal enjeksiyon endüstrisinde olduğu gibi abrazif aşındırıcı etkiler mevcut ise kaplama kalınlığı önem kazanır. TiN kaplamaların kalınlıkları 5µm üstüne çıktığı zaman iç gerilimler artmaktadır. Bu nedenle kalınlıkları maksimum 5-7 µm kalınlığa kadar yapılabilmektedir. CrN kaplamalarda ise iç gerilimlerin düşük olması nedeniyle 10 µm kalınlığa kadar çıkılabilmektedir. Bu kaplamaların sertlikleri 2400-2800 HV arasındadır. Yüzey kaliteleri ve yüzey pürüzlülüğü TiN kaplamalardan daha iyidir. 700 °C kadar olan çalışma sıcaklıklarında stabilitesini kaybetmez. Kimyasal stabilitesi TiN kaplamadan daha yüksektir, asidik ve bazik ortamlarda kesinlikle çözülme göstermezler. CrN tabakaların tutunma mukavemetleri düşük sıcaklıklarda TiN'e oranla daha düşüktür. Bunun yanında abrazif aşınmaya karşı yüksek mukavemet sergilerler ve kalın kaplanabildiklerinde TiN'e göre daha iyi korozyon mukavemeti gösterirler.

Çizelge 2.3.'te CrN ile kaplanmış ve kaplanmamış malzemelerin sonuçları ve çizelge 2.4.'te CrN kaplamaların kullanım alanları ve performansları verilmiştir.

CrN kaplamalar özellikle;

- a) Sıvama kalıplarında,
- b) Pirinç, bakır ve demir boruların imalatında kullanılan çekme matrislerinde,
- c) Metal enjeksiyon kalıplarında,
- d) Plastik ve kâğıt sanayinde kullanılan bıçak ve makaslarda, kullanılmakta ve yüksek performans göstermektedirler (Hedenqvist ve ark., 1990).

Çizelge 2.3. CrN ile kaplanmış ve kaplanmamış malzemelerin sonuçları (Sert, 1993)

Sertlik	2800±200 HV
Kalınlık	4±0.5 µm
Kaplama Sıcaklığı	200-500°C
Oksidasyon Sıcaklığı	700°C
Renk	Gümüş

Çizelge 2.4. CrN kaplamaların kullanım alanları ve performansı

Takım veya Kalıp	Takım veya Kalıp Çeliği	İş Parçası	Kaplamasız Sonuç	Kaplamalı Sonuç
Metal Enjeksiyon Kovanı	DIN 1.2365	Alüminyum	800 Baskı	2700 Baskı
Metal Enjeksiyon kalıbı	DIN 1.2365	Alüminyum	Kaplama ile yapışma önlendi	
Kalibrasyon Zımbası	DIN 1.2080	Döküm	20 Civarında	2500 Civarında
Kâğıt Kesme Bıçağı	DIN 1.2080	PVC	15 Kat ömür artışı	
Kâğıt Kesme Bıçağı	DIN 1.2080	Karton	4 Kat ömür artışı	
Planya Bıçağı	DIN 1.2080	Ağaç	4 Kat ömür artışı	
Derin Sıvama Kalıbı	DIN 1.2080	DKP Saç	20 Kat ömür artışı	
Sıvama Kalıbı	DIN 1.2080	DKP Saç	15 Kat ömür artışı	
Sıvama ve Form Kalıbı	DIN 1.770	Boru	Kaplama ile sarma ve çizik önlendi, kalıp ömrü 20 kat arttı.	

2.2.4. Titanyum karbonitrür (TiCN)

Metal Nitrür yapıya karbon eklendiğinde sertliği yükselir. Bu nedenle değişik uygulamalarda karbonitrür sert seramik filmler başarı ile kullanılırlar. Bunların başında TiCN sert seramik filmler gelmektedir. Bu tabakalar karbon içeren gazların kaplama sırasında azot gazı ile birlikte vakum ortamına gönderilmesi ile elde edilirler. C/N oranı tabakanın özelliğini belirler.

TiCN sert seramik filmlerin sertlikleri 3500 HV değerine kadar çıkar. Yüzey pürüzlülükleri ve sürtünme katsayıları TiN'e göre daha düşüktür. Bu avantajlarına karşın, ısı iletkenliklerinin TiN'e ve (TiAl)N' e göre daha yüksek olması dezavantajdır.

TiCN sert seramik filmler yüksek hızda çalışan ve kesikli talaş çıkartan takımlarda yüksek performans sağlarlar. Özellikle parmak frezelerde diğer kaplama çeşitlerinden daha iyi sonuçlar vermektedirler(Tokmanoğlu, 1992).

2.2.5. Dupleks kaplama yöntemleri

Bu tür kaplama yöntemleri (CrN/TiN-TiN/CrN) belirlenen malzeme üzerine en az iki kat olmak suretiyle kaplama yapılmaktadır. Bu kaplamalarda kaplama kalınlığı 6 µm ye kadar ulaşabilmektedir. Kaplamanın diğer ince film kaplamalara göre avantajı daha kalın bir film tabakası oluşturularak kullanılan malzeme ömrünün daha fazla artırılmasıdır. Bu tür kaplamalar daha fazla metal enjeksiyon kalıplarında kullanılmaktadır. Çok katlı kaplama yönteminde film kalınlığı 4-6 µm, sertlik 2800-3200 HV, oksidasyon sıcaklığı 800 °C ve sürtünme katsayısı da 0,55 tir. (Duruk, 2015)

2.3. Biyomalzemeler

Teknolojik ilerlemelerin çok hızlı yaşandığı günümüzde, insan hayatının ve sağlığının sahip olunan en önemli varlık olduğu düşünülürse, bu teknolojinin en fazla insan sağlığı için kullanılmasının gerekliliği kaçınılmazdır. Bu gelişmelere paralel olarak malzeme biliminde de çok hızlı ilerlemeler kaydedilmiş ve biyomalzeme terimi ortaya çıkmıştır. Birçok farklı tanımı olmasına karşın en geniş anlamda biyomalzemeler, insan vücudundaki organ ya da dokuların işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan ve canlı dokularla temas ettiğinde istenmeyen tepkiler ortaya çıkarmayan doğal ya da sentetik malzemeler olarak tanımlanır (Gümüşderelioğlu, 2002). Çizelge 2.5.' te insan vücudunda kullanılan implantlar verilmiştir.

Bilimsel anlamda yeni bir kavram olmasına karşın, uygulamada biyomalzemelerin kullanımı tarihin çok eski zamanlarına kadar uzanmaktadır. Mısır mumyalarında görülen yapay göz, burun ve dişler bunun en güzel kanıtlarıdır. Bronz ve bakır kemik implantların kullanımı Milattan Önce'ye kadar gitmektedir. Bakırın zehirleyici etkisine rağmen alternatif bir malzeme bulunamadığından bu malzemenin implant olarak kullanımı devam etmiş, 19. yüzyıldan sonra yabancı malzemelerin vücut içerisinde kullanımına yönelik daha ciddi çalışmalar yapılmıştır.

İnsan vücudunda kullanılmak üzere geliştirilen ilk metal, vitalyum çeliği olup, bu malzeme kemik kırıklarında plaka ve vida olarak kullanılmıştır. Ancak vitalyum çeliğinden yapılan protezlerin korozyona uğradıklarında çok ciddi tehlikeler ortaya çıkardığı gözlemlenmiştir. Malzeme bilimindeki ilerlemelere bağlı olarak, sırasıyla kobalt-krom alaşımları, paslanmaz çelikler, polimerler ve son yıllarda seramikler biyomalzeme olarak kullanılmaya başlanmıştır (Pasinli, 2004).

Başlangıçta implantlardan sadece vücudun zarar görmüş organının azalan veya kaybolan fonksiyonunu kazandırmak için hastalara yerleştirildiğinden, bu implantın canlı dokularla etkileşimi hiç düşünülmemiştir. Çoğu malzemenin insan vücudunun dengesini bozduğu implantın kullanımından sonra fark edilmiş, ancak önceden bu durum tahmin edilemediğinden birçoğu ölümlerle sonuçlanan çok ciddi tehlikeler ortaya çıkarmıştır. Dolayısıyla araştırmacılar biyomalzemelerin kullanılacağı canlı organizmalarla uyumlu olması gerektiğini tespit etmişlerdir. Böylece biyouyumluluk kavramı ortaya çıkmıştır. Biyouyumluluk, implantın, kendilerini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmaması ve dokularda iltihaplanma gibi istenmeyen tepkiler oluşturmaması anlamına gelmektedir.

Aslında bir biyomalzemedan hem yapısal hem de yüzey uyumluluğu beklenmektedir. Yapısal uyumluluk, malzemenin vücut dokularının mekanik davranışlarına gösterdiği uyumdur. Yüzey uyumluluğu ise malzemenin vücut dokularına fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uygun olmasıdır. Çizelge 2.6'da görüldüğü gibi biyomalzemeler kalça, diz gibi sert dokulardan, kalp-damar sistemi gibi birçok yerde kullanılmaktadır.

Çizelge 2.5. İnsan vücudunda kullanılan implantlar

Sistem	İmplant
İskelet Sistemi	Kemik plakası, kalça ve diz protezleri
Kas Sistemi	Dikiş malzemeleri
Dolaşım Sistemi	Yapay kalp valfleri
Üriner Sistem	Kataterler
Dermatik Sistem	Kozmetik ürünler, plastik cerrahi implantları
Diğer	Makaslar, enjektörler v.b.

Biyomalzemeler kullanım yerlerinde birçok faktörden etkilenerek hasara uğramaktadırlar. Şekil 2.6.'da biyomalzemeler üzerine fizyolojik çevrenin etkileri görülmektedir. Bu etkilerin azaltılması için implantın yapısal ve yüzey özelliklerinin kullanımyerine göre çok iyi belirlenmesi gerekmektedir.(Martin ve ark., 1998; Chu ve ark., 2002).



Şekil 2.6. Fizyolojik çevrenin biyomalzeme üzerine etkileri

Günümüzde kullanılan biyomalzemeler bir takım avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Birçok malzeme türü ortaya çıkmasına rağmen bunlardan hiçbiri tam olarak yapısal anlamda ya da yüzey anlamında ihtiyaca cevap vermemektedirler. Bu yüzden, bir protezi tasarlarken, protezin kullanım şartlarına göre optimum bir malzeme veya

malzeme kombinasyonu kullanılmalıdır. Daha iyi bir tasarım için yapısal özellikleri karşılayan bir malzeme üzerine uygun yüzey özellikleri uygulanacak yüzey işlemleri ile kazandırılmalıdır.

Biyomalzemeler, metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere 4 ana gruba ayrılırlar. Her bir grup istenilen amaçlar doğrultusunda levha, tel halde veya kaplama olarak kullanılabilir. Ayrıca uygulama alanı olarak, biyomalzemeler, sert doku yerine kullanılacak biyomalzemeler ve yumuşak doku yerine kullanılacak biyomalzemeler olmak üzere iki gruba ayrılır. Ortopedik protezler ve diş protezleri sert doku yerine kullanılan biyomalzemelerden olup genellikle metal ve seramiklerden üretilirler. Kalp-damar sistemi ve genel plastik cerrahide kullanılan biyomalzemeler ise polimer esaslı malzemelerden üretilmektedir (Park ve Lakes, 2007).

2.3.1. Metalik biyomalzemeler

Metaller, implant malzeme olarak birçok uygulamada kullanılırlar. Biyomalzeme olarak kullanılan ilk metal, Sherman vanadyum çeliği olup, özellikle kemik plakaları ve vidalarının yapımında kullanılmıştır. Günümüzde en çok kullanılan metalik biyomalzemeler, paslanmaz çelikler, titanyum ve alaşımları, kobalt ve alaşımlarıdır. Biyoyumluluklarının düşük olması, korozyona uğramaları, dokulara göre çok sert olmaları, yüksek yoğunlukları ve alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyonu salımı gibi dezavantajlarına rağmen, kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle üstün mekanik özellikler taşımaktadırlar. Metalik biyomalzemelerin en yaygın uygulama alanları ortopedik uygulamalar, yapay kalp kapakçıkları ve diş implantlarıdır.

2.3.2. Paslanmaz çelikler

İmplant olarak kullanılan ilk paslanmaz çelik 18-8 (302) tipi paslanmaz çeliktir. Vanadyum çeliğine kıyasla daha güçlü ve korozyona karşı daha fazla dirençlidir. Daha sonra korozyon direncini artırmak için 302 paslanmaz çeliğe az miktarda molibden ilave edilerek 316 paslanmaz çeliği üretilmiş ve implant malzeme olarak

kullanılmıştır. 1950'lerde 316 paslanmaz çeliğinin karbon içeriği korozyon direncini artırmak için 0.08'den 0.03'e düşürülerek 316 L tip paslanmaz çelik elde edilmiştir. Günümüzde paslanmaz çelikler, düşük maliyeti, korozyon direnci ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle özellikle ortopedik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Paslanmaz çelik içerisindeki en önemli alaşım elementi krom'dur. Yapı içerisindeki krom miktarı yüzeyde pasif bir oksit tabakası oluşturabilmek için en az %12 olmak zorundadır. Krom oranının %28'den fazla olması ise tane sınırlarında krom karbür oluşumuna sebep olur ve krom karbür oluşumu ise çeliğin korozyon direncini düşürür (Singh ve ark., 2002).

Ostenitik paslanmaz çelikler, özellikle 316 ve 316 L, implant yapımında en yaygın olarak kullanılan paslanmaz çelik türleridir. Bu grup paslanmaz çelikler manyetik değildir. Bunlar ısı işlem ile sertleştirilemezler, ancak soğuk işlem ile sertleştirilebilirler. Yapı içerisine katılan nikel ostenitik fazı stabilize eder ve korozyon direncini artırır. Vücut içerisinde uzun süre kaldığında metal iyonu salımı paslanmaz çeliklerin önemli bir dezavantajıdır. Paslanmaz çelikler özellikle kemik plakaları ve vidalarının, bağlantı tellerinin ve yapay kalça protezi yapımında kullanılır.

2.3.3. Titanyum ve alaşımları

Günümüzde en yaygın olarak kullanılan biyomalzemelerden titanyum'un implant malzeme olarak kullanılması 1930'lara kadar gitmektedir. Titanyum 882°C 'ye kadar hegzagonal sıkı paket bir yapı (α -Ti) gösterirken, bu sıcaklığın üzerindeki sıcaklıklarda hacim merkezli kübik bir yapı (β -Ti) gösterir. Alaşım elementlerinin titanyum'a ilavesi bu malzemeye birçok özellik kazandırmaktadır. Günümüzde biyomalzeme olarak en yaygın kullanılan titanyum alaşımı Ti-6Al-4V'dur. Bu alaşım Ti-6Al-4V alaşımı ağırlıkça %5.5-6.5 alüminyum, %3.5-4.5 vanadyum ve geri kalan miktarda titanyumdan oluşur. Yapıda bulunan alüminyum α fazını stabilize edip α fazından β fazına geçiş sıcaklığını artırırken, vanadyum ise β fazını stabilize etmektedir. Paslanmaz çelikler ve Co-Cr alaşımları tekrarlı yükleme durumunda çukurcuk korozyonu sergilerler. Bir başka ifade ile korozyonlu yorulma hasarına karşı duyarlıdırlar. Oluşan korozyon ürünleri biyouyumluluk problemleri ortaya çıkarmaktadır. Titanyum alaşımlarının en büyük avantajı korozyon direncinin ve

biyoyumluluğunun diğer metalik malzemelere göre yüksek olmasıdır. Titanyum'un elastisite modülü yaklaşık 110 MPa olup bu değer Co alaşımlarının yaklaşık yarısı kadardır. Bununla beraber, bu malzemeler düşük aşınma direnci ve zayıf tribolojik özellikler sergilemektedir. Titanyum yüksek sıcaklıklarda çok reaktif bir malzemedir ve oksijenle hızlı bir şekilde reaksiyona girer. Bu yüzden titanyum implantların üretimi için ya inert bir atmosfer şartları ya da vakum ortamı gereklidir. Aksi halde, oksijen hızlı bir şekilde yapı içerisine difüze olur ve yapıyı gevrekleştirir. Sonuç olarak hiçbir şekilde 925°C'nin üzerinde sıcak işlem yapılamaz. Titanyum ve alaşımları en fazla kalça ve diz protezlerinin yapımında, vida ve bağlantı elemanlarında ve diş hekimliğinde kullanılırlar (Park ve Lakes, 2007).

2.3.4. Kobalt alaşımları

1930'ların başına kadar vityum çeliği olarak adlandırılan Co-Cr alaşımları başlangıçta altının alternatifi olarak diş hekimliğinde kullanılmıştır. Daha sonra ortopedik ürünlerde özellikle kalça protezlerinde ve vücut içinde kullanılan plakalarda en fazla kullanılan üç temel metalik biyomalzemedenden birisi haline gelmiştir. Co-Cr alaşımlarının iki temel tipi vardır. Bunlar dökülebilir CoCrMo alaşımı ile sıcak dövme ile üretilen CoNiCrMo alaşımıdır. CoCrMo alaşımı genellikle dişçilikte kullanılırken özellikle yüksek yüklere maruz kalan kalça ve diz implantlarında kullanılmaktadır. Co- Cr alaşımlarının ana alaşım elementleri kobalt (%65) ve kromdur. Krom alaşımın korozyon direncini artırırken, molibden ince taneli bir yapı oluşturmak böylece mukavemeti artırmak için alaşım içerisine katılmaktadır (Bayrak, 2007).

Biyomalzeme olarak kullanılan metallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri ile avantaj, dezavantaj ve kullanım yerleri Çizelge 2.7' de özetlenmiştir.

Çizelge 2.7. Metalik biyomalzemelerin karşılaştırılması

	Paslanmaz Çelikler	Kobalt Alaşımları	Titanyum Alaşımları
Yoğunluk (g/cm³)	7.90	7.80	4.50
Elastisite Modülü (GPa)	200	235	117
Avantajları	Düşük maliyet Kolay temin edilebilme	Aşınma direnci Korozyon direnci Yorulma dayanımı	Biyouyumluluk Korozyon direnci Düşük elastisite modülü Yorulma dayanımı
Dezavantajları	Uzun kullanıma uygun olmama Yüksek elastisite modülü	Düşük biyouyumluluk Yüksek elastisite modülü	Düşük aşınma direnci Düşük kayma mukavemeti
Kullanım Alanları	Plakalar, vidalar, kalça protezleri	Diş implantları, kalça ve diz protezleri	Kalça ve diz protezleri, plakalar

2.3.5. Seramik biyomalzemeler

Kemik yerine kullanılan seramikler üç temel gruba ayrılabilir. Bunlardan ilki yapısal seramiklerdir. Bu gruba alümina (Al_2O_3) ve zirkonya (ZrO_2) girer. Yüksek yoğunluk ve saflığa sahip olan alümina, korozyon direnci, yüksek dayanımı ve iyi biyouyumluluk özelliklerinden dolayı, kalça protezleri ve diş implantlarının yapımında yaygın kullanım alanına sahiptir. Zirkonya da alümina gibi bulunduğu fiziksel ortama karşı inerttir. Çok yüksek bükülme direncine sahip olan zirkonya özellikle uyluk kemiği protezlerinde kullanılmaktadır. Vücut sıvısından etkilenip zamanla dayanımının düşmesi, kaplama özelliğinin zayıf oluşu ve potansiyel radyoaktif maddeler (uranyum ve toryum gibi) içermesi gibi özellikler zirkonyanın dezavantajlarıdır.

Biyomalzeme olarak kullanılan ikinci grup seramikler kalsiyum-fosfat (Ca-P) seramiklerdir. Bu grubun en yaygın kullanılan türü hidroksiapatittir (HA). HA kemik içerisinde doğal olarak bulunan kalsiyum fosfat seramiğidir. En önemli özelliği kemiğe en yakın özelliklere sahip biyomalzemedir. Genellikle bir metalik implant üzerine kaplama şeklinde kullanılır. Ancak adezyon özelliğinin düşük olmasından dolayı kullanım süresi sınırlı kalmaktadır. Özellikle ortopedide ve diş implantlarında kullanılırlar.

Üçüncü grup biyoseramikler, biyoaktif camlardır. Camlar silika (SiO_2) bazlı malzemelerdir. Üstün biyouyumluluk özelliğine sahiptirler. Doku ve implant

arasında kimyasal bağlanma için kullanılırlar. Zayıf mekanik özelliklerinden dolayı yük taşıyan mekanizmalarda tercih edilmezler.

2.3.6. Polimer biyomalzemeler

Polimerler dokulara benzer fiziksel özelliklere sahip olduğundan biyomalzeme olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar. En çok kullanılan polimerik biyomalzeme türleri polietilen (PE), polimetil metakrilat (PMMA) ve yüksek moleküler ağırlığa sahip polietilen (UHMWPE)'dir. PMMA doğrusal yapıda bir zincir polimeridir. Oda sıcaklığında camsı halde bulunur. Işık geçirgenliği, sertliği ve kararlılığı nedeniyle kontakt lenslerin yapımında kullanılır. UHMWPE, özellikle ortopedik implantlarda kullanılırlar. Kalça protezinin baş kısmında kolay şekil verilmesinden dolayı sıkça tercih edilirler. Bu polimer türü sahip olduğu uzun zincir yapısından dolayı diğer tip polimer malzemelere kıyasla daha iyi mekanik özellikler, oksidasyon direnci ve sürünme özelliği gösterirler. UHMWPE'in aşınma özellikleri iyileştirilse de genel olarak polimerler düşük aşınma direncine sahiptirler. Polimerlerin en önemli özelliği çok değişik bileşimlerde ve şekillerde hazırlanabilmeleridir. Ancak bazı uygulamalar için özellikle ortopedik uygulamalarda mekanik dayanımlarının zayıf olması ve vücut sıvılarını emerek şişme tehlikeleri ve zehirli ürünler salgılama ihtimallerinin yüksek oluşu ve sterilizasyon işlemlerinin polimer özelliklerini etkilemesi polimerlerin kullanım alanlarını kısıtlamaktadır (Park ve Lakes, 2007).

2.3.7. Kompozit biyomalzemeler

Kompozit, farklı kimyasal yapıdaki iki ya da daha fazla sayıda malzemenin, özelliklerini koruyarak oluşturdukları malzeme olarak tanımlanır. Dolayısıyla, kompozit malzeme kendisini oluşturan bileşenlerden birinin tek başına sahip olmadığı özelliklere sahip olur. Kompozitler, yüksek dayanıma, düşük elastisite modülüne sahip olduklarından, özellikle ortopedik uygulamalarda tercih edilirler. Kompozitin özellikleri değiştirilerek, implantın vücuttaki kullanım alanlarına göre mekanik ve fizyolojik şartlara uyum sağlaması kolaylaştırılabilir. Kompozit malzemeler, homojen malzemelere oranla yapısal uyumluluğun sağlanması açısından daha avantajlıdır.

Kompozitler manyetik özellik taşımadıklarından manyetik rezonans ve tomografi gibi tanı sistemleri ile uyumludur.

2.4. Sodyum Hyaluronat (HA)

Bugüne kadar yapılmış birçok araştırmalar sonucunda hyaluronik asitin klinik bulguları modifiye eden, bazı cerrahi tedavilerin önüne geçebilen, etkin ve güvenilir bir ilaç olduğu gösterilmiştir. (Waddell ve Bricker, 2007). Genellikle uzun süreli ağrıları azalttıkları, mobiliteyi arttırdıkları öne sürülmektedir. Aneljezik antiinflamatuvar ve eklem kayganlaştırıcı etkilerinin yanında sinoviyal hücreleri uyarak hyaluronik asit arttırdıkları belirtilmektedir. (Altman, 2000). Osteoartrite bağlı diz ağrısında HA enjeksiyonunun total diz protezine olan ihtiyacı geciktirebilmektedir. (Waddell ve Bricker, 2007).

Hyaluronik asit (hyaluronan) ekstraselüler matrixin önemli elemanlarından biridir. Yüksek molekül ağırlıklı bir polisakkarittir ve yumuşak bağ dokusunda yer almaktadır. Fibroblastlar tarafından sentez edilmektedir. Hyaluronan özellikle hızlı doku büyümesi ve onarımında artmaktadır. Pek çok farklı formda karşımıza çıkmaktadır. Kanda ve lenfatik sistemde serbest olarak dolaşabilmekte, gevşek olarak ECM (ekstraselüler matriks)'e tutunmakta ve spesifik reseptörleri ile hücrelere bağlanabilmektedir (Laurent ve Fraser, 1992). Normal koşullarda düşük konsantrasyonlarda bulunmaktadır. Yara iyileşmesinin erken evrelerinde ve hızlı hücre döngüsünün olduğu dönemlerde kan düzeyinde artış ortaya çıkmaktadır. Ayrıca kan kaybı, şok, sepsis, yaygın travma, cerrahi girişimler ve yanık sonrasında da kan düzeyinde artış görülmektedir (Ferrara ve ark., 1991; Onarheim ve ark., 1991). Hyaluronik asit (hyaluronan) yapısına çok fazla miktarda su çekebilme özelliğine sahiptir. Stres bağımlı bir moleküldür (George ve Stern, 2004).

HA, 1934 yılında, Karl Meyer ve John Palmer tarafından sığır gözünün vitreus cisimciğinde tespit edilmiştir (Meyer ve Palmer, 1934). Onlar bu maddeyi sulfoesteraz olmayan bir aminoseker ve uronik asitten oluştuğunu bulmuşlar. Günümüzde kolaylık olsun diye hyaluronik asit (hyaloid + uronik asit) veya hyaluronan olarak tanımlanmıştır.

HA yapısı, 1950'lerde meyer ve ark tarafından belirlenmiştir. Kimyasal ve enzimatik metotla yapısının tekrarlayan disakkarit (glukronik asit ve Nasetilglukozamin) ünitelerinden olusmus linear polimerlerden meydana geldiğini bulmuslar. Bu, periselüler matriksin temelini olusturan çok fonksiyonlu bir glikozaminoglikandır (Weigel ve ark., 1997; Tammi ve ark., 2002). HA, negatif yüklü yüksek molekül ağırlıklı bir polisakkarittir. HA, ekstraselüler aralıkta hemen hemen her yere dağılmış özellikle bağ dokusunda yüksek konsantrasyonda bulunmustur. Vitreus cisimciğinin yanında eklem sıvında, umblikal kordda, kartilaj ve horoz ibiği gibi pek çok dokunun ekstraselüler matriksinde bulunur (Abatangelo ve O'REGAN, 1995). Ayrıca bazı streptokok susları da kapsül olarak HA üretirler (Abatangelo ve O'REGAN, 1995; Itokazu ve Matsunaga, 1995) deride de izole edilmiştir.

Molekül ağırlığı 5×10^5 Dalton olan hyaluronik asidin enflamatuvar süreç üzerine etkisi aşağıda açıklanmıştır;

- a- İnsan osteoartrit sinovyal sıvısında ve tavşan artiküler kondrositlerinde PGE2 düzeylerini veya sentesini inhibe etmek,
- b- İnsan polimorfonükleer lökosit ve lenfositlerinin kemotaksisini azaltmak,
- c- Fagositozu inhibe etmek,
- d- İnsan osteoartrit sinovyal sıvısında, serbest oksijen radikallerini toplayıcı etki yapmaktır.

2.4.1. HA'in biyolojik rolü:

HA biyolojik fonksiyonu tam olarak bilinmiyor. HA, doku hidrasyonu, PG organizasyonu, embriyonik gelişme, hücre değişimi ve hücre hareketi gibi pek çok biyolojik olaylarda rol alır (Abatangelo ve O'REGAN, 1995). HA, ekstraselüler matriksin su ve diğer makromoleküler komponentleri ile etkilesebilir. Su dengesi, yağlama, viskosite, matriks düzenlenmesi gibi olaylar HA ile bağlantılıdır. Özellikle hem kartilaj matriksi, hem de sinovyal sıvı içeren osteoartiküler eklemlerde HA'nin önemli bir görevi vardır. HA'nin kendine özgü yapısı, vitröz humör ve sinovyal sıvının viskoelastik davranışlarından sorumludur. HA solusyonu çok düşük kuvvetlerde yüksek

viskoziteli ve göreceli olarak daha elastik, daha yüksek kuvvetlerde belirgin elastik davranmaktadır. Sonuç olarak yeterli yüksek molekülü dilüe HA solusyonu yavaş harekette lubrikasyonu, hızlı harekette de sok absorban etkiyi sağlar (Balazs ve Denlinger, 1993).

2.4.2. HA'in yapısal ve yağlama özellikleri:

HA sinovyal sıvı, gözün aköz ve vitröz hümorunda ve diğer dokularda (deri, kartilaj, umbilikal kord) bulunur. (Scott, 1992; Abatangelo ve O'REGAN, 1995) HA'in fizyolojik konsantrasyonu moleküler ağırlığı onun düşük ağırlıklı yüklenmede yüksek vizkozite, yüksek ağırlıklı yüklenmede yüksek elastisite özelliklerini göztermesini sağlar. Bu özellikler hyaluronik asidin yapısal fonksiyonlarından esas olarak sorumludur. Eklem hareketi esnasında hücreleri ve doku tabakalarını stabilize etmekten sorumludur. Sinoviositler ve komşu sinir uçları üzerinde koruyucu kalkan etkisi yapar (Balazs ve Denlinger, 1993; Peyron, 1993). Hücresel aktivitede belirgin düzenleyici etkilerinden dolayı osteoartrit, romatoidartrit ve yara iyileşmesinin tedavisinde seçenek oluştururlar (Goa ve Benfield, 1994).

2.5. Sürtünme ve Aşınma

Kesici takımların, kalıp ve makine parçalarının takım ömürleri ve kullanım süreleri aşınma nedeni ile sınırlıdır. Günümüzde aynı parçanın gittikçe daha yüksek miktarlarda üretilme talepleri, yaygınlaşan otomasyona karşılık aşınma nedeni ile metal işleme tezgâh ve makinalarının durma süreleri maliyet faktörünü devamlı arttırmaktadır. Bu nedenle, aşınmanın önlenmesi veya geciktirilebilmesi, her geçen gün ekonomik anlamda daha büyük önem kazanmaktadır. Aşınan bir takımı yenisi ile değiştirmek yerine, takım yüzeyinin aşınma özelliklerini geliştirmek ise, soruna ekonomik ve pratik bir yaklaşımdır. Bu alanda, FBB yöntemleriyle üretilen sert seramik ince film kaplamalar ile son yıllarda büyük aşamalar sağlanmıştır (www.pvd-coatings.co.uk/theory-of-pvd-coatings-arc-evaporation.htm; Tokmanoğlu, 1992).

FBB kaplamalar genel olarak, yüksek sertlik (2000-4000 HV), düşük sürtünme katsayısı (yüksek yüzey kayganlığı), düşük ısı iletkenlik, kimyasal reaksiyonlara

dayanıklılık, taban malzeme yüzeyine iyi yapışma, düşük kaplama kalınlığı (1-10 mikron arası) ve kaplama kalınlığının her bölgede homojen olması gibi, aşınmaya dayanım için tercih edilen özelliklere sahiptir. (Tokmanoğlu, 1992)

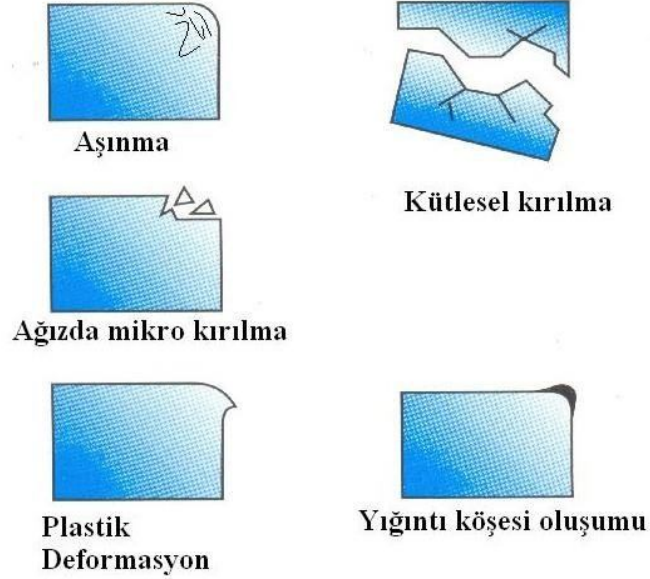
FBB sert kaplamalar gevrek ve düşük tokluğa sahip olmaları sebebiyle kütle malzeme olarak kullanılmamaktadır. Ancak yüksek tokluğa sahip bir taban malzeme yüzeyine ince film olarak biriktirildiğinde, hem yüksek tokluk ve kırılma dayanımı, hem de yüksek sertlik ve aşınma dayanımı bir arada elde edilebilmektedir(Türküz, 1997).

2.5.1. Hasar mekanizmaları

Aşınma uygulamalarında temel olarak beş farklı hasar mekanizması vardır. Bunlar aşağıda sıralanmıştır (Hatman, 2001).

1. Aşınma
 - a. Abrazif aşınma
 - b. Adhesif aşınma
2. Ağızda mikro kırılmalar
3. Plastik deformasyon
4. Kütleli kırılma
5. Yığıntı köşesi oluşumu

Bu hasar mekanizmaları Şekil 2.7' de gösterilmiştir.



Şekil 2.7. Hasar mekanizmaları(Hatman, 2001).

Kütlesel kırılma ve plastik deformasyon, takım malzemesinin kütleli mekanik özellikleriyle ilgilidir. Aşınma, mikro kırılmalar ve yığıntı köşesi oluşumu ise takım malzemesinin yüzey özellikleriyle ilgilidir. Yani tokluğu yüksek bir taban malzeme yüzeyine sertliği yüksek ve sürtünmesi düşük bir kaplama uygulandığında, bu hasar mekanizmalarının tümüne karşı bir koruma sağlanabilir.

2.5.2. Sürtünme

Sürtünme, DIN 50281'e göre "Birbiri üzerinde kayan, yuvarlanan ve kaymalı yuvarlanan elemanların izafi hareketlerini yavaşlatan (dinamik sürtünme) veya engelleyen (statik sürtünme) mekanik direnç" olarak tanımlanmaktadır. Hareketin tersi yönünde meydana gelen direnç kuvvetine ise sürtünme kuvveti adı verilmektedir. Amontons' tan günümüze kadar sürtünme konusunda modern fikirlerin gelişmesine ışık tutan pek çok teorik ve deneysel araştırma yapılmıştır. İlk mekanik sürtünme teorisini kuran Amontons ve Coulomb' un buldukları temel sürtünme kanunları şunlardır:

1. Katı cisimler arasındaki sürtünme görünen temas alanından bağımsızdır.
2. Kinetik sürtünme kayma hızından bağımsızdır.
3. Sürtünme kuvveti malzeme çiftine bağlıdır.

4. Sürtünme kuvveti F_s ile normal kuvvet F_N doğru orantılıdır.

Coulomb'a göre sürtünmede en önemli faktör pürüzlerin mekanik etkileşmesidir. Buna göre sürtünme rijit, yani deformasyona uğramayan pürüzlerin teması sonucu meydana gelir. Bir pürüzün diğer pürüz üzerindeki hareketi eğik bir düzlem üzerindeki kayma hareketine benzetilerek statik sürtünme katsayısı $p = \tan \alpha$ olarak ifade edilmiştir. Pürüzlerin taban açısı α arttıkça, sürtünme katsayısının da arttığı deneysel olarak tespit edilmiştir.

Tabor'a göre katı cisimler arasındaki kuru sürtünmede üç ana faktör rol oynar:

1. Gerçek temas alanı,
2. Temas noktalarında meydana gelen adhezyon bağları,
3. Temas bölgesindeki malzeme hareketi ve bağların kopma şekli.

Tabor' un ortaya koyduğu bu bilgilerin ışığında, son zamanlarda sürtünme konusunda yapılan araştırmalar pürüzlülük ve bunların temas mekanizmasındaki rolleri üzerinde yoğunlaşmıştır. En yaygın kullanılan temas modelleri, Greenwood-Williamson ve White-Archard mikro temas modelleridir. Bu modellerde de katılar arasındaki temasın pürüzlü noktalarda, aşırı gerilme yığılması altında plastik deformasyon sonucu meydana geldiği kabul edilmektedir.

Adhezyon teorisine göre temas bölgelerinde oluşan mikro kaynak bağlarının kopması için gereken kuvvet bir sürtünme direnci meydana getirmekte ve bu kuvvet:

$$F_s = A_g \cdot T_k (N) \quad (2.1)$$

olarak ifade edilmektedir. Diğer yandan gerçek temas alanı:

$$A_g = F_N / \sigma_{AK} = F_N / H \text{ (mm}^2\text{)} \quad (2.2)$$

ile hesaplanmaktadır. Sürtünme çiftlerinden yumuşak olan malzemede;

T_k : kayma mukavemeti (N/mm²),

σ_{AK} : akma mukavemeti (N/mm²),

H: sertliğe (HV) karşılık gelmektedir.

İki malzeme birbirleriyle temas haline getirildiğinde, malzemelerden birinin diğeri üzerinde hareketine karşı sürtünme kuvvetleri direnç gösterir. Kaymayı başlatan

kuvvet (F_s) ile temas yüzeyine etki eden normal kuvvet (F_N) arasında şu bağıntı mevcuttur(Çimenoglu, 1991; Eryurek, 1993):

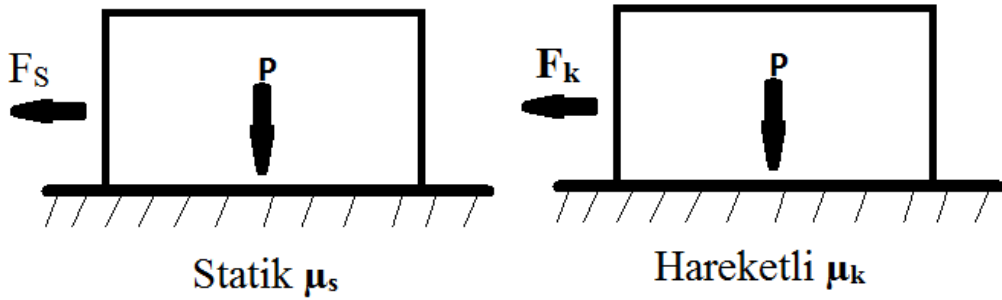
$$F_s = \mu_s \cdot F_N \quad (2.3)$$

Burada μ_s statik sürtünme katsayısıdır. Kayma başladıktan sonra sürtünme kuvvetinde bir azalma olur ve bu durumda şu bağıntı yazılabilir:

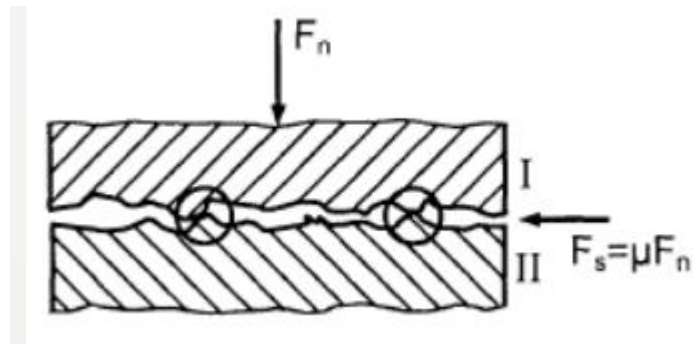
$$F_k = \mu_k \cdot F_N \quad (2.4)$$

Burada μ_k kinetik sürtünme katsayısı olup değeri μ_s 'den daha düşüktür((Massiani ve ark., 1990; Massiani ve ark., 1992)). Bu durum Şekil 2.8'de gösterilmiştir.

Metalik bir malzemenin yüzeyi çok hassas işlense ya da parlatılsa bile, yüzeydeki girinti ve çıkıntılar, yani pürüzler tamamen giderilemez. İki yüzey birbirleriyle temas ettiğinde, gerçek temas bir takım pürüzlerin birbirine dokunduğu noktalarda olur. Bu durumda yüzeye etki eden yük, sadece pürüzlerin birbirlerine temas ettiği noktalardan desteklenir ve yüzey alanının çok küçük bir kısmı yükü taşır (Şekil 2.9).



Şekil 2.8. Statik Ve Kinetik Sürtünme Katsayıları (Çimenoglu, 1991).



Şekil 2.9. Metal yüzeyindeki pürüzlerin birbirine teması

Kinetik sürtünme katsayısı μ_k ' nın daha düşük değerde olması şu şekilde açıklanabilir; yüzeyler birbiri üzerinde kaymaya başladığı zaman, çıkıntılar statik temasta olduğu gibi atom atoma bağ kuracak zamanı bulamazlar. Oysa statik temas durumunda temas bölgelerinde oluşan plastik deformasyonlar pürüz uçlarını

birbirlerine çok iyi bastırarak, temas alanı boyunca atom atoma bağlar meydana getirir; yani soğuk basınç kaynağı oluşur. Statik sürtünme durumunda oluşan atom bağları sebebiyle birbiriyle sürtünen bu iki malzemenin kayması için, malzemenin kayma akma gerilmesi (τ_a) seviyesinde bir gerilmeye ihtiyaç vardır. Bu nedenle kaymaya sebep olan sürtünme kuvveti (F_s):

$$F_s = A \cdot \tau_a \quad (2.5)$$

bağıntısıyla ifade edilebilir (Çimenoğlu, 1991).

Yani temas alanı (A) azaldığında, kaymanın gerçekleşmesi için gerekli kuvvet de azalacaktır. Kinetik temas durumunda, temas alanında atomlar arası bağlar oluşmadığı için temas alanı önemli ölçüde azalır; bunun sonucunda sürtünme kuvveti ve dolayısıyla da sürtünme katsayısı azalır. Kayma durunca, atomlar arası bağlar oluşur ve sonuçta sürtünme katsayısı μ_s değerine yükselir (Onaran, 2012).

2.6. Aşınma

DIN 50320'ye göre aşınma "katı cismin yüzey bölgesinden tribolojik zorlanma sonucu sürekli ilerleyen malzeme kaybı" olarak tanımlanmıştır. Aşınma, bir yüzeyden diğer yüzeye malzeme transferi veya aşınma parçalarının oluşumu neticesinde ortaya çıkan malzeme kaybı olarak tanımlanabilir. Birbiriyle temas halinde olan malzeme yüzeyleri, oksit filmleri veya yağlayıcılar ile korunsa bile, mekanik yüklemeler altında oksit tabakasının veya yağlamanın bozulması, iki yüzeyin birbiriyle doğrudan temasına sebebiyet verebilir. Bu temas, malzemenin çalışma koşullarındaki ömrünü ve performansını sınırlayan aşınmaya neden olur (Eryılmaz, 1996). Malzeme geometrisi, malzeme sertliği ve aşınmanın meydana geldiği ortam koşulları, aşınma hızı üzerinde önemli etkiye sahiptir (Türküz, 1997). Malzeme kaybına neden olan başlıca dört tür aşınma vardır. Bunlar; adhesif aşınma, abrazif aşınma, korozyon aşınması ve yüzey yorulmasıdır (Onaran, 2012).

2.6.1. Adhesif aşınma

Adhesiv aşınma: Sözlük anlamı yapışıcı veya yapıştırıcı olan bu tür aşınma, yüzeyden diğer bir yüzeye metal transferi şeklinde gerçekleşir. Burwell ve Strang deklemlerine göre sürtünen iki yüzey arasında,

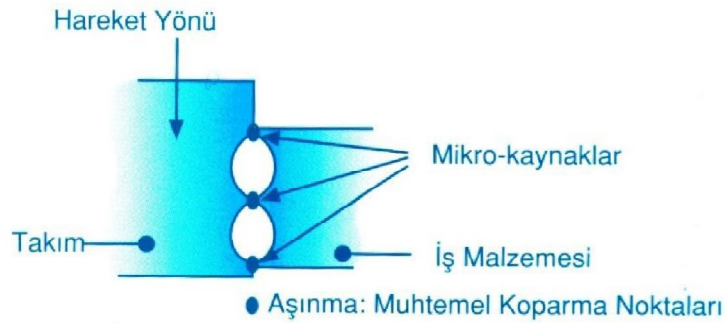
$$A_r/A_a = 10^{-5} \quad (2.6)$$

bağıntısı vardır. Burada:

A_r : Temas eden iki gerçek yüzey alanı (mm),

A_a : Temas eden görünür yüzey alanı (mm) anlamındadır

Yapışma aşınması olarak da isimlendirilen adhesif aşınma, bir metal yüzeyinin bir başka metal yüzeyinde bağlı hareketi sırasında, birbirlerine kaynaklanmış (veya yapışmış) yüzeydeki pürüzlerin kırılması sonucu ortaya çıkar (Şekil 2.10). Uygulamada adhesif aşınma, özellikle metaller arasındaki kayma sürtünmesi nedeniyle meydana gelir ve aşınma parçaları yumuşak olan metalden kopar. Eğer iki metal aynı sertlikte ise, aşınma her iki yüzeyde de oluşur. Metaller arasındaki yağlanmanın mükemmel olması, yüzeye etki eden yükün azaltılması ve malzemenin sertliğinin artırılması ile adhesif aşınma azaltılabilir (Türküz, 1997).



Şekil 2.10. Adhesif aşınma (Hatman, 2001).

2.6.2. Abrasif aşınma

Abrasiv aşınma, sürtünen iki yüzeyin, birbirini zımpara etkisiyle aşındırma esasına dayanır. Yüzeylerin birbiri üzerindeki hareketleri, yüzeydeki çıkıntılıların kopmasına

ve yüzeyin kalıcı biçim değişikliğine sebep olur. Abrasiv aşınmanın matematiksel olarak ifadesi Burvvel ve Strang'a göre aşağıdaki gibi yapılmıştır.

k: Gereçlerin karakteristik katsayı değeri

P: Basınç (Pa),

μ : Sürtünme katsayısı

Vg: Kayma hızı (m/sn) olursa,

Uab: Abrasiv aşınma

$$U_{ab}=k.P.\mu.V_g \quad (2.7.)$$

olur.

$$K=k/H = V/FN.L \quad (2.8)$$

ile ifade edilen denklemde yerine konarak hesaplanan aşınma oranı değerlerinden faydalanılmıştır. Burada;

V: Hacimsel aşınma miktarı (m^3),

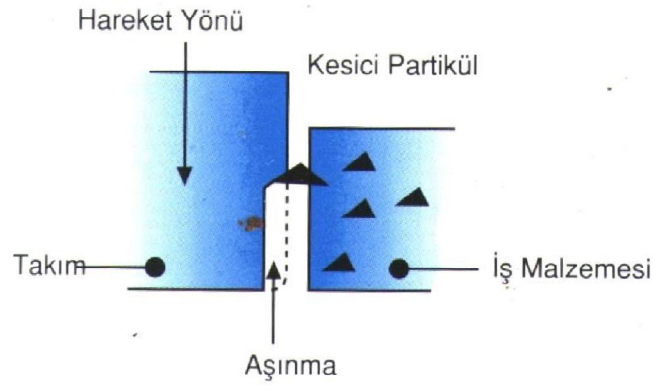
L: Kayma yolu uzunluğu (m),

FN: Normal kuvvet (N),

k: Kayma aşınması katsayısı,

H: Test malzemesinin sertliği (HV) anlamındadır (Odabaş, 1996).

Yırtılma veya çizilme aşınması olarak da isimlendirilen abrazif aşınma, sistemde hızlı hasara neden olan önemli bir aşınma türüdür. Abrazif aşınma, biri diğerinden daha sert ve pürüzlü olan metal yüzeylerinin birbiriyle temas halindeyken kayması sırasında meydana gelir. Şekil 2.11'de sert bir malzemenin, yumuşak bir malzemedan çapak şeklinde abrazif aşınma parçaları alışı gösterilmiştir. Sert parçaların yumuşak metale batması da abrazif aşınmaya neden olabilmektedir. Abrazif aşınma hızı, malzeme yüzeyine etki eden yük azaltılarak düşürülebilir; bu durumda sert parçacıklar metal içine daha az dalarlar ve böylece daha az malzeme kaybı meydana gelir. Malzeme açısından da daha sert alaşım kullanarak, sertlik arttırmak amacıyla ısıl işlem uygulayarak ve malzeme yüzeyini sert bir tabaka ile kaplayarak, abrazif aşınma hızını azaltmak mümkündür(Türköz, 1997).



Şekil 2.11. Abrazif aşınma (Hatman, 2001)

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Amaç

Bu çalışmada Ti-6Al-4V malzemenin tedarik etme ve ekonomik olarak yüksek maliyetler ortaya çıkaran dezavantajlarına karşılık bu dezavantajları ortadan kaldıracabilecek olan hem daha ucuz maliyetli, hem işlenmesi daha kolay hem de tedarik kolaylığı açısından daha avantajlı olan AISI 316 L paslanmaz çelik malzeme kullanılmıştır. AISI 316 L paslanmaz çeliğinden hazırlanmış kaplanmamış, nitrürlenmiş, ve CrN/TiN kaplanmış deney numuneleri 1 m/snn, 1,5 m/snn ve 2 m/snn kayma hızlarında 7,5 N ve 10 N luk kuvvetlerin etkisinde 500 m yol yapacak şekilde kuru ve sodyum hyaluronat ortamlarında 10 mm çapında 100Cr6 bilye ile aşınmaya maruz bırakılarak deney numunelerindeki aşınma miktarları, sürtünme katsayısı, sıcaklık değişimi ve numunelerde meydana gelen aşınmaların özellikleri SEM görüntüleri ile araştırılmıştır. Çizelge 3.1.'de AISI 316 L malzemeye ait fiziksel ve mekanik özellikler verilmiştir.

Tablo.3.1 AISI 316 L Paslanmaz çeliğinin fiziksel ve mekanik özellikleri(Sarıtaş, 2004)

Fiziksel Özellikler	
Elastiklik Modülü (GPa)	200
Özgül Ağırlık (gr/cm ³)	7,98
Isıl Genleşme Katsayısı (1/K)	16,5
Elektrik Direnci (Ωmm ² /m)	0,75
Özgül Isı (J/kg.K)	500
Isı İletkenliği (W/m.K)	15
Manyetiklik	Yok

Mekanik Özellikler					
	%0.2 Akma Dayanımı (MPa)	%1 Akma Dayanımı (MPa)	Çekme Dayanımı (Mpa)	Kopma Uzaması (%)	Sertlik (Brinell)
Tavlınmış Durumda	en az 200	en az 270	540-700		160-200
Soğuk İşlenmiş	450'e kadar		700'e kadar		200'e kadar
Yüksek Sıcaklık Özellikleri					
Sıcaklık (°C)	100	200	300	400	500
Elastiklik Modülü (GPa)	194	186	180	172	165
%0.2 Akma Dayanımı (MPa)	166	137	118	108	100
Isıl Genleşme Kat. (1/K)	199	167	145	135	128
	16,5	17,5	17,5	18,5	18,5

Bu deneyde ayrıca Ti-6Al-4V malzemeden hazırlanmış disk deneye tabi tutularak karşılaştırma yapılmıştır. Titanyum (Ti) çeliğe göre yaklaşık % 56 daha düşük yoğunluğa sahip olmasına karşılık daha yüksek özgül dayanıma (çekme mukavemeti/yoğunluk) sahip bir malzemedir. Titanyum manyetik olmayan, korozyon dayanımı ve biyoyumluluğu yüksek olan bir malzeme olarak tanımlanır (Leyens ve Peters, 2003). Bu özelliklerinden dolayı kimya teknolojisi, uzay teknolojisi, biyomalzeme kullanımı ve kesici takımların yüzey kaplama teknolojilerinde tercih edilen ileri mühendislik malzemesidir(Leyens ve Peters, 2003) (Yalçın ve Varol, 2009). Ancak Ti esaslı parçaların yüksek üretim maliyeti kullanım alanlarını oldukça sınırlamaktadır. Titanyum, 1950'li yıllarda havacılık teknolojisinde “muhteşem metal” olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bunun iki nedeni vardı: Birisi, düşük yoğunluğa karşılık yüksek gerilme direnci (~500MPa) ve yüksek ısılara dayanabilme gibi birçok eşsiz ve mükemmel özelliğe sahip olması, diğeri de titanyumun geleceğin malzemesi olarak düşünülmesiydi (Wang ve Fenton, 1996) (Lautenschlager ve Monaghan, 1993) (Jackson ve Ahmed, 2007).

Biyomateryal olarak özellikle de sert doku protezi olarak kullanılacak titanyum alaşımların, yüksek direnç- düşük elastiklik modülü, yüksek yorulma direncine sahip ve kolay çalışabilir olması istenir. Titanyum alaşımların mekanik özellikleri; alaşımın bileşimi, fazların dağılımı ve termo-mekanik sürece doğrudan bağlıdır. Biyomedikal titanyum alaşımların bazı mekanik özellikleri Tablo 3.2.'de gösterilmiştir (Jackson ve Ahmed, 2007) (Niinomi, 1998).

Tablo.3.2. Titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri

Malzeme	Gerilme Direnci (MPa)	Kalıcı Deformasyon Direnci (MPa)	Uzama (%)	Elastisite Modülü (GPa)
Ti-6Al-4V	895-930	825-869	6-10	110-114
Ti-6Al-4V ELI	860-965	795-875	10-15	101-110
Ti-6Al-7Nb	900-1050	880-950	8-15	114
Ti-5Al-2.5V	1020	895	15	112

3.2. Deney Şartlarının Belirlenmesi

Deney şartları belirlenirken önce farklı yük ve hız parametreleri kullanılmış olup daha sonra nihai test şartları belirlenmiştir. Deney numunelerin sabit hız ve 500 m kayma mesafesinde uygulanmıştır. Hız 1 m/snn, 1,5 m/snn ve 2 m/snn olarak belirlenmiştir. Yük olarak 10 N ve 7,5 N belirlenmiştir. Parametreler belirlendikten sonra;

V: Hız (m/sn)

π : İşlem Sabiti

d: Bilye dönme merkezi (m)

n: devir (tur/dk)

$$V = \pi * d * n / 60 * 1000 \quad (3.1)$$

Formülünden yararlanarak hızlara göre deney süreleri hesaplanmıştır.

3.3. Materyal ve Metod

Yapılan deneysel çalışmalarda biyomedikal uygulamalarda biyomalzeme olarak kullanılan 316 L paslanmaz çelik malzeme incelenecektir. Bununla birlikte 316 L malzemesi PVD kaplama yapılarak Ti-6Al-4V malzeme ile mukayese edilecektir. Ti-6Al-4V malzemesi medikal ortopedi ve beyin cerrahisi alanında kullanılan implantların büyük çoğunluğunun hammaddesi olan titanyum alaşımıdır. Saf kaplanmamış durumdaki paslanmaz çeliğe göre korozyona daha dayanıklı olması, esnekliği ve insan vücuduna biyouyumlu olması nedeniyle implant üretiminde tercih edilmektedir.

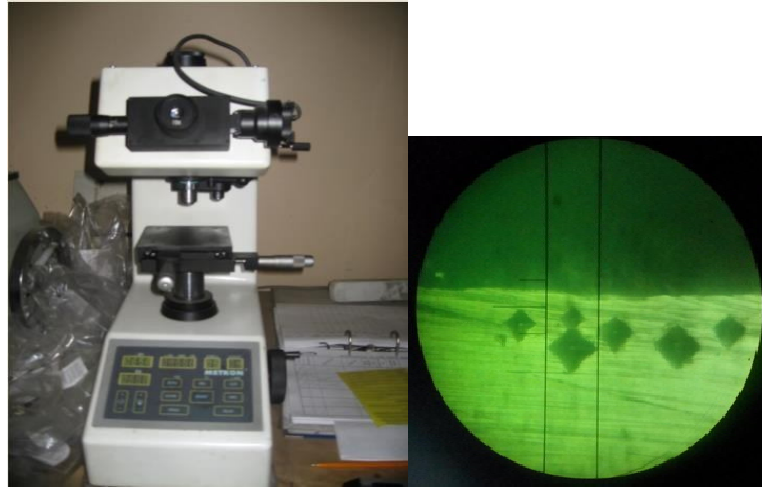
316 L paslanmaz çelik malzemenin implant olarak kullanılmasının sebebi gerek taneler arası ve gerekse gerilmeli korozyon çatlağına karşı yüksek dayanımıdır. Normal ısıl işlem uygulamalarıyla sertleştirme uygulanamaması sebebiyle dayanım özelliklerinin iyileştirilebilme olanaklarının incelenmesi amacıyla bu malzeme deney malzemesi olarak kullanılmıştır.

Deneylerde kullanılacak diskler gerekli ölçüye getirildikten sonra Torun Silah Ltd. Şti. firması bünyesinde bulunan polisaj makinasında 200-400-600-1000 taneli zımparalar kullanılarak polisaj işlemi gerçekleştirilmiştir. Polisajları tamamlanan numuneler INS Isıl İşlem Ltd. Şti. firmasına plazma nitrasyon için gönderilmiştir. Deney numuneleri INS Isıl İşlem Ltd. Şti. firmasında %40 azot ve %60 amonyak ortamında ve 600 °C sıcaklığında 12 saatlik işlem süresinde plazma nitrasyon işlemine tabi tutulmuştur. Plazma nitrasyon işlemi uygulanan parçalar tekrar Torun Silah Ltd. Şti. firması bünyesinde bulunan polisaj makinasında 1000 taneli zımpara kullanılarak polisaj işlemi yapılmıştır. Polisaj işlemi sonrası İonBond Tinkap firmasında disklerin 1 tanesine 450 °C sıcaklık ve 10^{-5} Torr vakum şartlarında TiN, 1 tanesine de 475 °C sıcaklık ve 10^{-5} Torr vakum şartlarında TiN/CrN kaplanmıştır.

3.4. Mikrosertlik Ölçüm Metodu

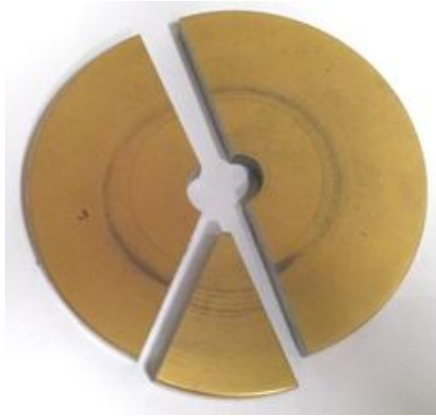
Plazma nitrasyon yapılan, PVD kaplanan ve kaplanmamış disklerin sertlik ölçümleri Teknik Isıl İşlem firmasında bulunan Şekil 3.1.' de görülen Mht-2 marka mikro sertlik ölçüm cihazında yapılmıştır. Mikrosertlik ölçümleri elmas uç ile 15

saniye 100 gr yük uygulanarak HV olarak ölçülmüştür. Disklerin sertlikleri; plazma nitrasyon sonucu 1014 HV_{0,1} olarak ölçülmüştür. Aynı cihaz ile PVD kaplanmış numunelerin sertlikleri ölçülmüş CrN kaplanmış diskin sertliği 2500 HV_{0,1} ve CrN/TiN diskin sertliği ise 2850 HV_{0,1} olarak ölçülmüştür. Ayrıca kaplanmamış 316 L disklerin sertliği 320 HV₁ ve kaplanmamış Ti6Al4V diskin sertliği de 350 HV₁ olarak ölçülmüştür. Deneyde aşındırıcı eleman olarak kullanılan 100Cr6 bilyeler ayrıca Rockvel C cinsinden ölçülmüş ve numune olarak ölçülen 10 adet bilyenin sertlikleri 64-66 HRc olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.1. Mht-2 Mikrosertlik Ölçüm Cihazı

PVD kaplama yapılmış disk numuneler sertlik kalınlığının belirlenebilmesi için Şekil 3.2.' de görüldüğü gibi kesilerek ölçüm yapılmıştır.



Şekil 3.2. Sertlik kalınlığının ölçülmesi için kesilen disk

3.5. Numunelerin Deneye Hazırlanması

Test numuneleri ve aşındırıcı bilye Etanol ile temizlendikten sonra Şekil 3.3.' te görülen kurutma fırınında 15 dk kurutulup, 10^{-4} gr hassasiyetli ağırlık ölçüm terazisi ile deney öncesi ağırlıkları tartılmıştır. Tartılan numuneler Bilye-disk deney cihazında kuru ve sodyum hyaluronat sıvısı bulunan şartlarda aşınmaya maruz bırakılmıştır. Deney sonrası numuneler etanol ile temizlenip tartılarak aşınma kayıpları belirlenmiştir. Aşınma deneyleri oda sıcaklığında ve normal atmosfer altında kuru ve sodyum hyaluronat sıvısı bulunan sürtünme ortamında yapılmıştır. Deney için kullanılan 100Cr6 bilyeler her deney için ayrı iz yapacak şekilde diske temas ettirilmiştir. Disk üzerindeki oluşan aşınma izlerin mikroskopta 100x, 250x ve 400x büyütülerek incelenmiştir. Kuru ortamdaki çalışmalar bittikten sonra sisteme dahil edilen tank yardımıyla ortama 0,5 litre sodyum hyaluronat sıvısı eklenerek sıvı ortamda da aynı deneyler yapılmıştır. Tüm deneyler 3'er defa tekrarlanarak ortalamaları alınmıştır.



Şekil 3.3. a) Kurutma Fırını, b) 10^{-4} gr Hassasiyetli tartı cihazı

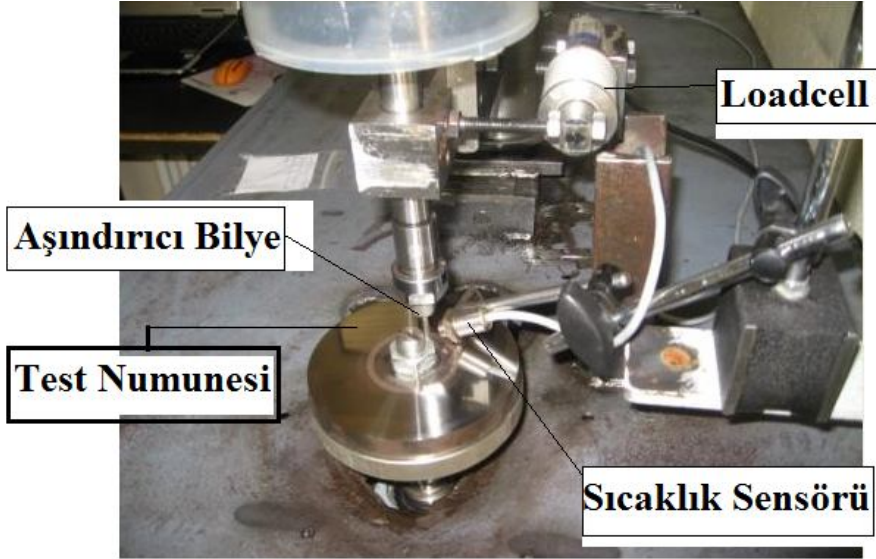
Bilye-Disk deney test düzeneğinde test numunelerinin aşındırılması için 64-66 HRc sertliğinde ve Ø10 mm çapındaki 100Cr6 çelik rulman bilyeleri kullanılmıştır. Bu bilyeler rulman türlerinin çeşitli kısımlarının yapımında kullanılan 100Cr6 (52100) kalite çelik malzemeden üretilirler. Rulmanlarda oluşan çok yüksek çekme kuvveti, basınç, devamlı titreşim ve aşınma etkilerini karşılamak durumundadırlar. Bu nedenle özel kimyasal bileşim, tam sertleştirme ve yüzey serleştirme işlemlerine de tabi tutulmaktadır. Kullanım alanları; bilyeli yataklar, röleli yataklar, özel makara, ray

tekerleği, rulman, bilye, role, tablalar, yuvarlanmaya ve kaymaya çalışan parçalar olarak sıralanabilir. Bilye-Disk deney düzeneğinde kullanılan elik bilyenin teknik zellikleri Tablo 3.3.'te verilmiştir.

Tablo 3.3. 100Cr6 Rulman eliğinin teknik özellikleri

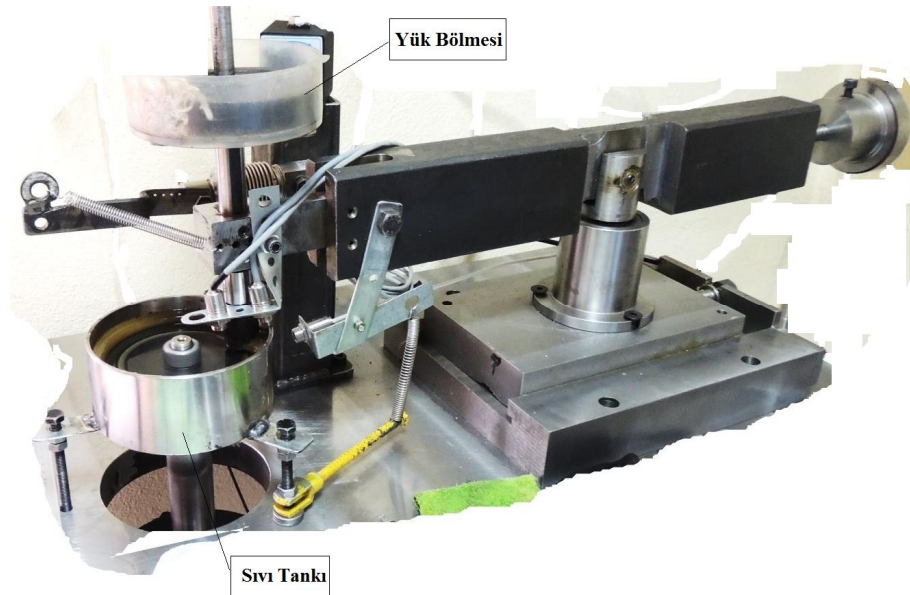
			Kimyasal bileşim					
Malzeme numarası	Sembol	AISI/SAE	C	Si	Mn	Cr	Mo	V
1.2067	100Cr6	L3	0,95 1,10	0,15 0,35	0,25 0,45	1,35 1,65		
Mekanik zellikler								
Tokluk modülü	Kayma modülü	Elastisite modülü	Yoğunluk	Poisson oranı				
140 GPa	80 GPa	190-210 GPa	7,81 g/cm ³	0,27-0,30				

Deney alışmaları Selçuk Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Makine Eğitimi Bölümünde bulunan Bilye-disk deney cihazında yapılmıştır. Bilye-disk deney cihazı 2,2 kW ve 1400 d/dk sürücülü motorla çalıştırılıp disk döndürülmektedir. Cihaz 2,2 kW' lık AC motor, 2,2 kW' lık devir ayarlayıcı, numunenin üzerine bağlandığı disk, destekleme kolu, pens mekanizması, tabla, kızak mekanizması, ağırlıkları dengeleme aparatı, değişken ağırlıklar, yk hcreti verilerin bilgisayara aktarımını sağlayan karttan oluşmaktadır. Sürtünme katsayısı ve sıcaklık ölümü için çok yönlü, genel amaçlı, 8 adet analog girişine sahip Squirrel data logger kullanılmıştır. SquirrelView arayüz programı kullanılarak saniyede 10 değer okunmuş ve kaydedilmiştir. Şekil 3.4 'te Bilye-disk deney cihazının genel görünümü gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Bilye-disk Deney Cihazı

Kuru ortamdaki çalışmalar bittikten sonra sisteme Şekil 3.5.' te görülen tank ilave edilerek ortama 0,5 litre sodyum hyaluronat sıvısı eklenmiş ve böylece sıvı ortamdaki deneyler de gerçekleştirilmiştir.

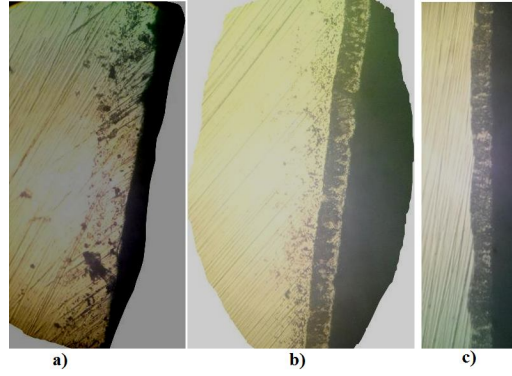


Şekil 3.5. Bilye-disk Deney Cihazı; Sodyum Hyaluronat Sıvısı İle Çalışma

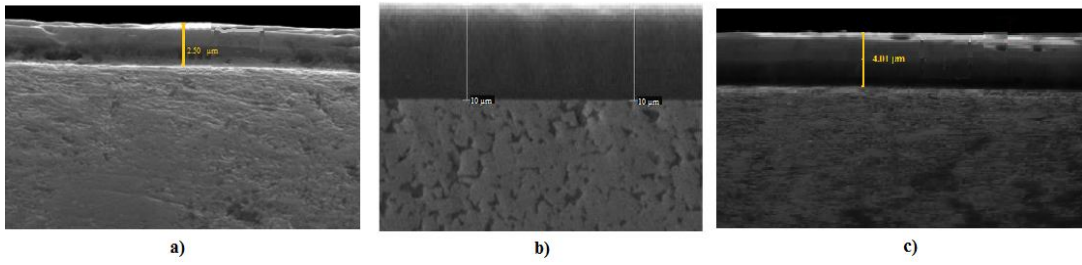
3.6. SEM İncelemeleri

Kesitten görüntülerin alınabilmesi ve kaplama kalınlıklarının ölçülmesi için kesme makinesinde uygun numuneler kesilmiştir. Yatay zımpara makinesinde

yüzeyleti temizlenip saf alkol ile dağlandıktan sonra metal mikroskobuyla 600X oranında büyütölerek kaplama kalınlıklarının incelenmiştir. (Şekil 3.6) Daha sonra kesitten görüntüleri ve kaplama kalınlıkları Scanning Electron Microscope=Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM=TEM) ile yapılmıştır. Şekil 3.7.'deki SEM görüntülerinde sertlik kalınlıkları nitrasyon olmuş diskte 10 μm , TiN kaplanmış diskte 2,5 μm ve TiN/CrN kaplanmış diskte ise 4 μm olarak bulunmuştur.



Şekil 3.6. Mikroskop Görüntüsü a) TiN kaplanmış, b) Nitrülenmiş, c) TiN/CrN kaplanmış



Şekil 3.7. SEM görüntüsü a) TiN kaplanmış, b) Nitrülenmiş, c) TiN/CrN kaplanmış

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

4.1. Aşınma Deneylerinde Elde Edilen Veriler ve Aşınma Grafikleri

Farklı deney süreleri, aşınma hızları ve uygulanan kuvvetler neticesinde hem aşındırıcı bilye hemde disklerde oluşan aşınma miktarları, gram cinsinden her deney numunesi için kayma hızlarına ve uygulanan aşındırma kuvvetine göre Tablo 4.1. ve Tablo 4.2.' de elde edilmiştir.

Tablo 4.1. ve Tablo 4.2.' de üç farklı kayma hızında da aşındırma kuvveti-kütle kaybı değişimleri hem diskler hem de bilyeler için gösterilmiştir.

Tablo 4.1.' de kuvvetin etkisi artırıldıkça bütün kayma hızlarında ve tüm diskler için bilyada oluşan aşınma miktarı artmaktadır. Bunun nedeni ise yükün arttırılmasıyla beraber iki malzemenin temas yüzeyinin de artmasıyla ilgilidir. Kalkan TiN kaplanmış numune ile yaptığı çalışmasında kayma hızının artmasıyla beraber kaplamanın aşınma direncinin de arttığını savunmaktadır(Kalkan ve ark.). Kayma hızı arttıkça aşınma miktarı kaplanmamış 316 L numune için sürekli artış göstermiştir, fakat diğer numuneler için bir süre artış göstermiş fakat daha sonra düşmüştür. Bunun nedeni kimyasal stabilitesi yüksek malzemelerin aşındırılan malzeme yüzeyine yapışmaması ve kayganlık özelliği göstermesinden ileri gelmektedir. Bilya üzerinde en fazla aşınmayı sertliği en yüksek ölçülen (2850 HV) TiN/CrN kaplama meydana getirmiş ve disklerin sertliği düştükçe bilyada oluşan aşınma miktarının da azaldığı görülmektedir. Yine aynı tabloda sıvının oluşturduğu film etkisiyle bütün testlerde aşınma miktarının azalma gösterdiği görülmektedir. Sıvının bilyanın aşınma miktarı açısından %25 ile %35 arasında avantaj sağladığı görülmektedir.

Tablo 4.1. Bilye için kayma hızı ve uygulanan kuvvete göre kütle kaybı

DENEY NUMUNELERİ	1 m/sn				1,5 m/sn				2 m/sn			
	7,5 N		10 N		7,5 N		10 N		7,5 N		10 N	
	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı
	(g)		(g)		(g)		(g)		(g)		(g)	
KAPLANMAMIŞ 316 L	0,0020	0,0015	0,0016	0,0012	0,0014	0,0010	0,0018	0,0012	0,0008	0,0006	0,0010	0,0007
Ti-6Al-4V	0,0025	0,0018	0,0019	0,0015	0,0017	0,0012	0,0020	0,0015	0,0010	0,0007	0,0012	0,0009
NİTRÜLENMİŞ 316 L	0,0030	0,0022	0,0032	0,0025	0,0022	0,0016	0,0025	0,0020	0,0019	0,0014	0,0023	0,0018
TiN KAPLANMIŞ 316 L	0,0035	0,0025	0,0045	0,0030	0,0025	0,0019	0,0030	0,0020	0,0028	0,0020	0,0030	0,0023
CrN/TiN KAPLANMIŞ 316 L	0,0046	0,0037	0,0052	0,0041	0,0030	0,0023	0,0035	0,0027	0,0037	0,0030	0,0042	0,0035

Tablo 4.2.' de 100Cr6 rulman bilyası ile aşınmaya maruz bırakılan disklerdeki aşınma miktarları görülmektedir. Tabloyu incelediğimizde en fazla aşınmanın sertlik değeri en düşük (320 HV) ölçülen kaplanmamış 316 L numunede gerçekleştiği en düşük aşınmanın ise sertlik değeri en yüksek ölçülen TiN/CrN kaplanmış 316 L numune de gerçekleştiği görülmektedir. Yine nitrülenmiş ve TiN kaplanmış numunelerde de aşınmaların gerek kaplanmamış 316 L ve gerekse kaplanmamış Ti-6Al-4V malzemeye göre çok düşük değerlerde gerçekleştiği görülmektedir. Aşınma direncindeki iyileşmenin sebebi kaplama yapılmasıyla beraber birçok sert fazın oluşması, bununla beraber tane boyutunun küçülmesi, yüksek dislokasyon yoğunluğu ve dislokasyonların birbiri içine girerek kilitlenmeleri şeklinde sıralanabilir(Yi ve ark., 2000). Kaplanmış numunelerdeki aşınma miktarları incelendiğinde kaplanmamış 316 L numuneye göre yaklaşık nitrülenmiş numunelerde %50, TiN kaplanmış numunelerde %70 ve TiN/CrN kaplanmış numunelerde %85 oranında daha az aşınma meydana geldiği görülmektedir. Yine kaplanmamış Ti-6Al-4V numuneye göre kıyaslandığında da nitrülenmiş 316 L numunenin yaklaşık %18-%20, TiN kaplanmış 316 L numunenin yaklaşık %35-%40 ve TiN/CrN kaplanmış numunenin ise yaklaşık %60-%65 avantaj sağladığı görülmektedir. Disklerde oluşan aşınma miktarları sıvı ortamlar için incelendiğinde ise kuru ortama göre %20 ile %50 arasında daha düşük aşınma miktarları olduğu Tablo 4.2.'de görülebilmektedir.

Tablo 4.2. Disk için kayma hızı ve uygulanan kuvvete göre kütle kaybı

DENEY NUMUNELERİ	1 m/sn				1,5 m/sn				2 m/sn			
	7,5 N		10 N		7,5 N		10 N		7,5 N		10 N	
	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı
	(g)		(g)		(g)		(g)		(g)		(g)	
KAPLANMAMIŞ 316 L	0,0096	0,0075	0,0105	0,0080	0,0101	0,0088	0,0110	0,0090	0,0106	0,0090	0,0115	0,0095
KAPLANMAMIŞ Ti-6Al-4V	0,0046	0,0038	0,0052	0,0040	0,0035	0,0030	0,0045	0,0035	0,0037	0,0028	0,0042	0,0036
NİTRÜLENMİŞ 316 L	0,0040	0,0030	0,0045	0,0035	0,0033	0,0022	0,0040	0,0030	0,0035	0,0023	0,0038	0,0029
TiN KAPLANMIŞ 316 L	0,0030	0,0018	0,0040	0,0022	0,0025	0,0014	0,0030	0,0018	0,0026	0,0016	0,0030	0,0016
CrN/TiN KAPLANMIŞ 316 L	0,0018	0,0010	0,0021	0,0012	0,0015	0,0008	0,0012	0,0006	0,0014	0,0006	0,0012	0,0007

4.2. Kayma Hızlarının Aşındırma Kuvvetlerine Göre Aşınma Oranına Etkisi

Tablo 4.1. ve Tablo 4.2.' deki aşınma kaybı değerleri kullanılarak ve denklem 2.8.' den yararlanarak üç farklı kayma hızında da aşındırma kuvvet-aşınma oranı değişimleri hem diskler hem de bilyeler için bulunmuş ve Tablo 4.3. ve Tablo 4.4.' gösterilmiştir.

Tablo 4.3. ve Tablo 4.4.' teki aşınma oranı değerleri kullanılarak diskler ve bilyeler için her kayma hızındaki; kayma hızı, kaplama şekli, aşındırma kuvveti ve aşınma oranı grafikleri çizilerek incelenmiştir.

Tablo 4.3.' de 100Cr6 rulman bilyası ile aşınmaya maruz bırakılan disklerdeki aşınma oranları verilmiştir. Tabloyu incelediğimizde en yüksek aşınma oranının kaplanmamış 316 L numunede gerçekleştiği en düşük aşınmanın ise sertlik değeri en yüksek ölçülen TiN/CrN kaplanmış 316 L numune de gerçekleştiği görülmektedir.

Tablo 4.3. Disk için kayma hızı ve uygulanan kuvvete göre aşınma oranları [Aşınma oranı x 10⁻⁶ (mm³N⁻¹m⁻¹)]

DENEY NUMUNELERİ	1 m/sn				1,5 m/sn				2 m/sn			
	7,5 N		10 N		7,5 N		10 N		7,5 N		10 N	
	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı
KAPLANMAMIŞ 316 L	33	25	36	29	35	28	38	30	38	32	40	30
KAPLANMAMIŞ Ti-6Al-4V	23	17	27	22	20	15	21	17	20	15	22	16
NİTRÜLENMİŞ 316 L	14	10	15	11	10	7	11	8	10	8	10	9
TiN KAPLANMIŞ 316 L	10	7	12	8	9	5	10	6	8	6	9	7
CrN/TiN KAPLANMIŞ 316 L	7	4	8	4	7	2	8	3	4	2	6	2

Tablo 4.4.' de kuvvetin etkisi artırıldıkça bütün kayma hızlarında ve tüm diskler için bilyada oluşan aşınma oranı artmaktadır. Bunun nedeni ise yükün arttırılmasıyla beraber iki malzemenin temas yüzeyinin de artmasıyla ilgilidir. Bu değişimler ayrıca aşağıdaki grafikler üzerinden de incelenmiştir.

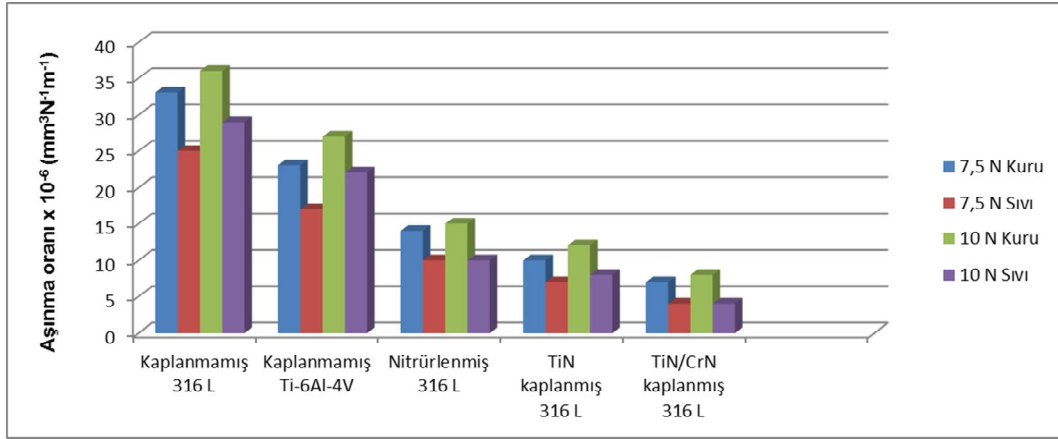
Tablo 4.4. Bilye için kayma hızı ve uygulanan kuvvete göre aşınma oranları [Aşınma oranı x 10⁻⁶ (mm³N⁻¹m⁻¹)]

DENEY NUMUNELERİ	1 m/sn				1,5 m/sn				2 m/sn			
	7,5 N		10 N		7,5 N		10 N		7,5 N		10 N	
	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı	Kuru	Sıvı
KAPLANMAMIŞ 316 L	4	3	7	5	4	3	5	3	2	1	3	1
KAPLANMAMIŞ Ti-6Al-4V	5	4	8	6	5	3	6	4	3	2	3	2
NİTRÜLENMİŞ 316 L	8	6	10	7	6	5	8	5	6	5	6	4
TiN KAPLANMIŞ 316 L	11	8	12	9	8	5	9	5	8	6	10	7
CrN/TiN KAPLANMIŞ 316 L	14	10	16	12	9	7	12	10	11	9	13	10

4.2.1. Diskler için; aşındırma kuvvetinin, aşınma ortamının ve kaplamaların aşınma oranına etkisi

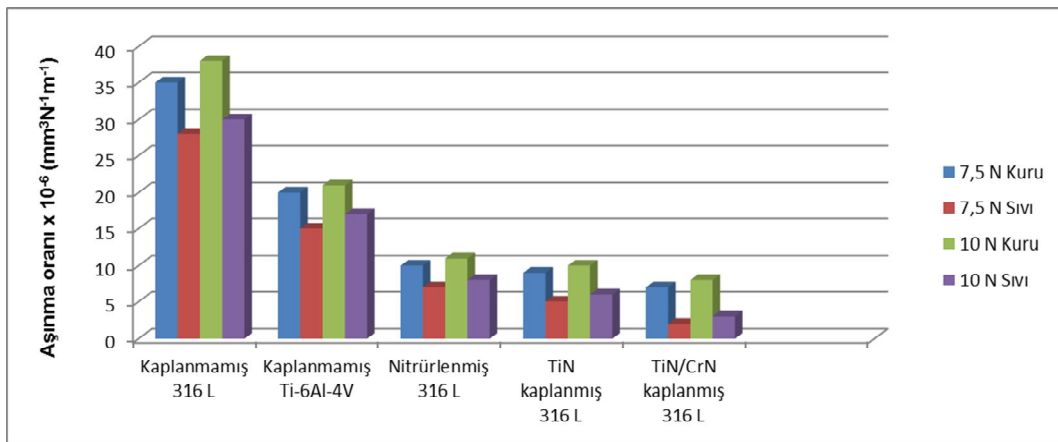
Şekil 4.1.' de 1 m/sn kayma hızında disklerde oluşan aşınma oranları görülmektedir. Şekil incelendiğinde en yüksek aşınma oranının kaplanmamış 316 L numunelerde olduğu kaplama yapılmış numunelerde ise kaplama kalınlığı arttıkça

aşınma oranının da düşüş gösterdiği görülmektedir. Aşınma oranındaki bu düşüş oluşan sert tabaka sert tabakanın aşınmaya karşı gösterdiği direnç ile açıklanabilir. Yine kaplama kalınlığının artması da sert tabakaların iç içe girerek birbirine kilitlemiş ve aşınma direncini düşürmüştür bu durum da kaplama kalınlığı yüksek olan TiN/CrN kaplamada en düşük aşınma oranının ortaya çıkmasına neden olmuştur (Dogan ve ark., 2002).



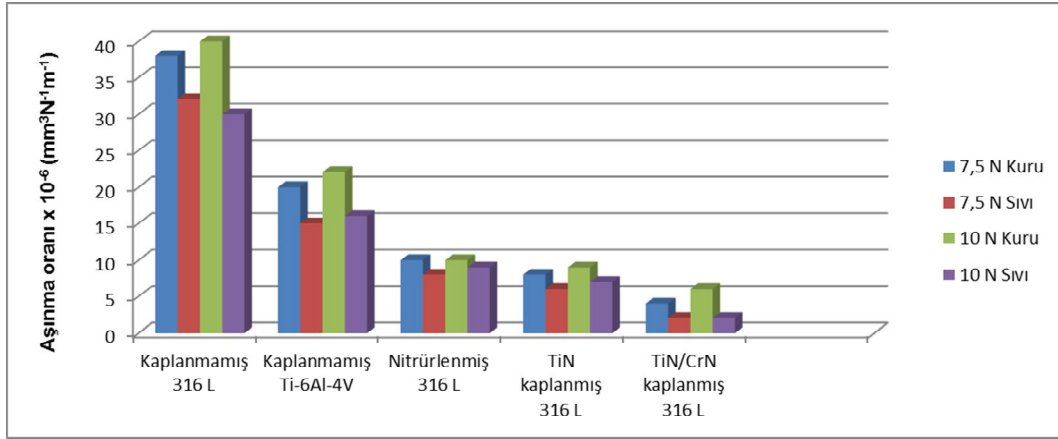
Şekil 4.1. 1 m/sn kayma hızında disk için aşınma oranı

Şekil 4.2.' de 1,5 m/sn kayma hızında disklerde oluşan aşınma oranları görülmektedir. Şekil incelendiğinde 1 m/sn kayma hızında olduğu gibi en yüksek aşınma oranının kaplanmamış 316 L numunelerde olduğu kaplama yapılmış numunelerde ise kaplama kalınlığı arttıkça aşınma oranının da düşüş gösterdiği görülmektedir.



Şekil 4.2. 1,5 m/sn kayma hızında disk aşınma oranı

Şekil 4.3.' te 2 m/sn kayma hızında disklerde oluşan aşınma oranları görülmektedir. Şekil incelendiğinde 1,5 ve 1 m/sn kayma hızlarında olduğu gibi en yüksek aşınma oranının kaplanmamış 316 L numunelerde olduğu kaplama yapılmış numunelerde ise kaplama kalınlığı arttıkça aşınma oranının da düşüş gösterdiği görülmektedir.



Şekil 4.3. 2 m/sn kayma hızında disk için aşınma oranı

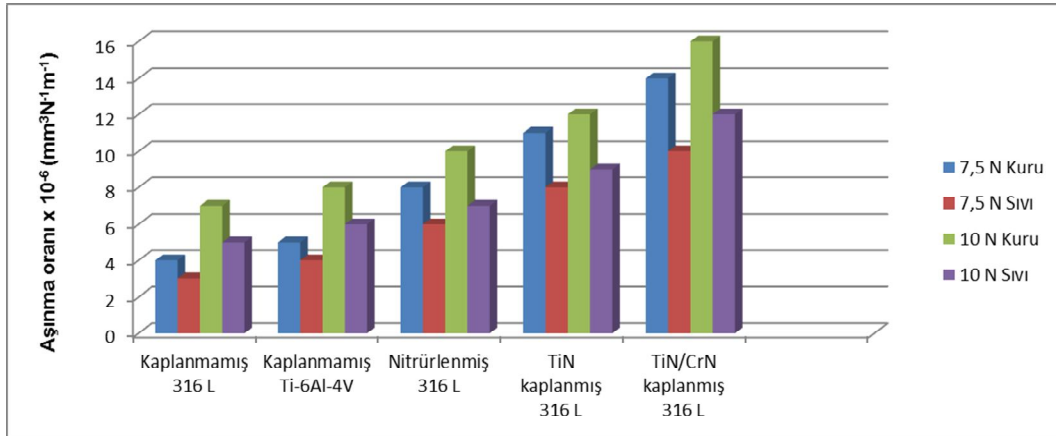
Şekil 4.1., Şekil 4.2. ve Şekil 4.3. beraber incelendiğinde bütün kayma hızlarında kaplama kalınlığı arttıkça aşınma oranının düştüğü görülmektedir. Kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede oluşan aşınma oranı kaplanmamış 316 L numunede oluşan aşınma oranından daha düşüktür. Bu durum Ti-6Al-4V numunenin yüzey sertliğinin daha yüksek olmasıyla yani tane boyutunun daha küçük olmasıyla açıklanabilir. Hem nitritlenmiş hem de TiN ve TiN/CrN kaplanmış 316 L numunelerde ise yüzey sertliğinin yani tane boyutunun küçülmesi ile ve yüksek dislokasyon yoğunluğunu oluşması ile açıklanabilir (Yi ve ark., 2000). Aynı zamanda kayma hızı arttıkça kaplanmamış numunelerde aşınma oranı artarken kaplanmış numunelerde ise en yüksek aşınma oranının 1 m/sn kayma hızında gerçekleştiği, kayma hızı arttıkça bir noktadan sonra aşınma oranının düştüğü görülmektedir. Bu durum kimyasal stabilitesi yüksek kaplamaların aşındırılan malzemeye yapışmaması ve kayganlık sağlaması ile açıklanabilir (Kalkan ve ark.).

Tablolarda verilen değerler beraber incelendiğinde sıvı ortamda çalışan numunelerde tüm yük ve kayma hızlarında kuru ortama göre belirgin bir şekilde düşüş gösterdiği görülmektedir. Bu durum sıvının oluşturduğu yağ filmi sayesinde hem sürtünme katsayısının hemde temas yüzeyinin düşmesiyle açıklanabilir.

Bütün tablolar incelendiğinde kaplamaların aşınma oranının kaplanmamış 316 L açısından %70-80 oranında, kaplanmamış Ti-6Al-4V açısından ise %45-55 oranında düşürdüğü görülmektedir. Yine kullanılan sodyum hyaluronat sıvısı açısından bakıldığında ise kuru ortama göre aşınma oranında %30-38 düşüş gerçekleştiği görülmektedir.

4.2.2. Bilyeler için; aşındırma kuvvetinin, aşınma ortamının ve kaplamaların aşınma oranına etkisi

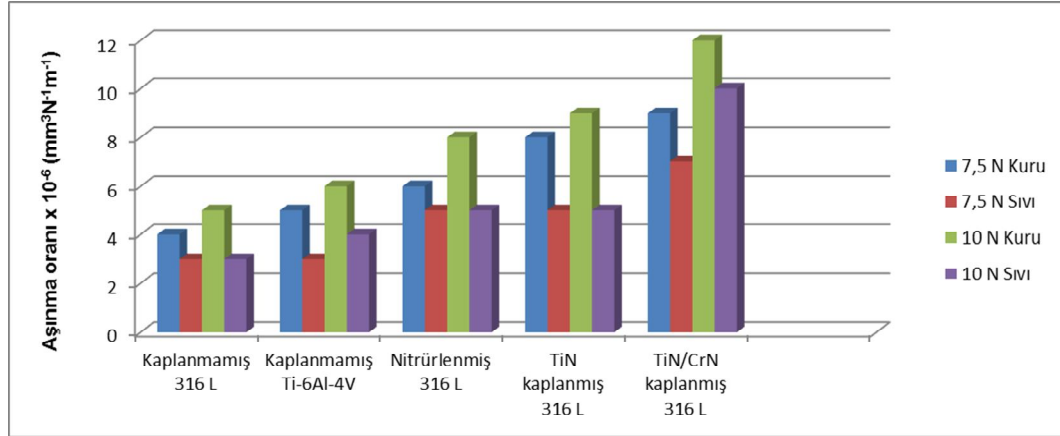
Şekil 4.4.' te 1 m/sn kayma hızında bilyede oluşan aşınma oranlarının aşınma ortamı, aşındırma kuvveti ve aşınma ortamına göre mukayesesi verilmiştir. Şekil incelendiğinde bütün kaplamalarda aşındırma kuvveti arttıkça aşınma oranının da arttığı görülmektedir. Kaplanmış disklerin kaplanmamış disklerle göre bilyeleri daha fazla aşındırdığı, yine en fazla aşındırmayı CrN/TiN kaplanmış 316 L numunenin gerçekleştirdiği görülmektedir. Bunun disklerin artan yüzey sertliğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Ortama ilave edilen sodyum hyaluronat sıvısının disk ve bilya arasında oluşturduğu film tabaka sayesinde bilyelerdeki aşınma oranını kuru ortama göre düşürdüğü görülmektedir.



Şekil 4.4. 1 m/sn kayma hızında bilye için aşınma oranı

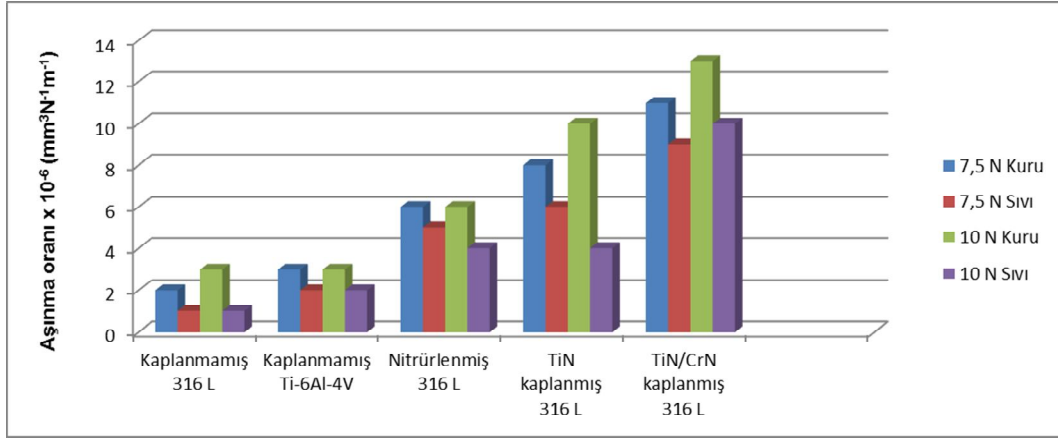
Şekil 4.5.' te 1,5 m/sn kayma hızında bilyede oluşan aşınma oranlarının aşınma ortamı, aşındırma kuvveti ve aşınma ortamına göre mukayesesi verilmiştir. 1,5 m/sn kayma hızında da 1 m/sn kayma hızında olduğu gibi aşındırma kuvveti arttıkça aşınma oranının da arttığı görülmektedir. Kaplanmış disklerin kaplanmamış disklerle göre bilyeleri daha fazla aşındırdığı, yine en fazla aşındırmayı CrN/TiN kaplanmış 316 L numunenin gerçekleştirdiği görülmektedir. Bunun disklerin artan yüzey sertliğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Sodyum hyaluronat sıvısının disk ve bilya arasında

oluşturduğu film tabaka sayesinde bilyelerdeki aşınma oranını kuru ortama göre düşürdüğü görülmektedir. Kayma hızı arttığında kaplamasız disklerin bilyeleri daha fazla aşındırdığı fakat kaplamalı disklerin oluşturduğu aşınma oranının kayma hızının artmasıyla beraber biraz düştüğü görülmektedir. Bu durum kimyasal stabilitesi yüksek kaplamaların aşındırılan malzemeye yapışmaması ve kayganlık sağlaması ile açıklanabilir (Kalkan ve ark.).



Şekil 4.5. 1,5 m/sn kayma hızında bilye için aşınma oranı

Şekil 4.6.' da 2 m/sn kayma hızında bilyede oluşan aşınma oranlarının aşınma ortamı, aşındırma kuvveti ve aşınma ortamına göre mukayesesi verilmiştir. 2 m/sn kayma hızında da 1-1,5 m/sn kayma hızlarında olduğu gibi aşındırma kuvveti arttıkça aşınma oranının da arttığı görülmektedir. Kaplanmış disklerin kaplanmamış disklerle göre bilyeleri daha fazla aşındırdığı, yine en fazla aşındırmayı CrN/TiN kaplanmış 316 L numunenin gerçekleştirdiği görülmektedir. Bunun disklerin artan yüzey sertliğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Sodyum hyaluronat sıvısının disk ve bilya arasında oluşturduğu film tabaka sayesinde bilyelerdeki aşınma oranını kuru ortama göre düşürdüğü görülmektedir. Kayma hızı arttığında kaplamasız disklerin bilyeleri daha fazla aşındırdığı fakat kaplamalı disklerin oluşturduğu aşınma oranının kayma hızının artmasıyla beraber biraz düştüğü görülmektedir. Bu durum kimyasal stabilitesi yüksek kaplamaların aşındırılan malzemeye yapışmaması ve kayganlık sağlaması ile açıklanabilir(Kalkan ve ark.).

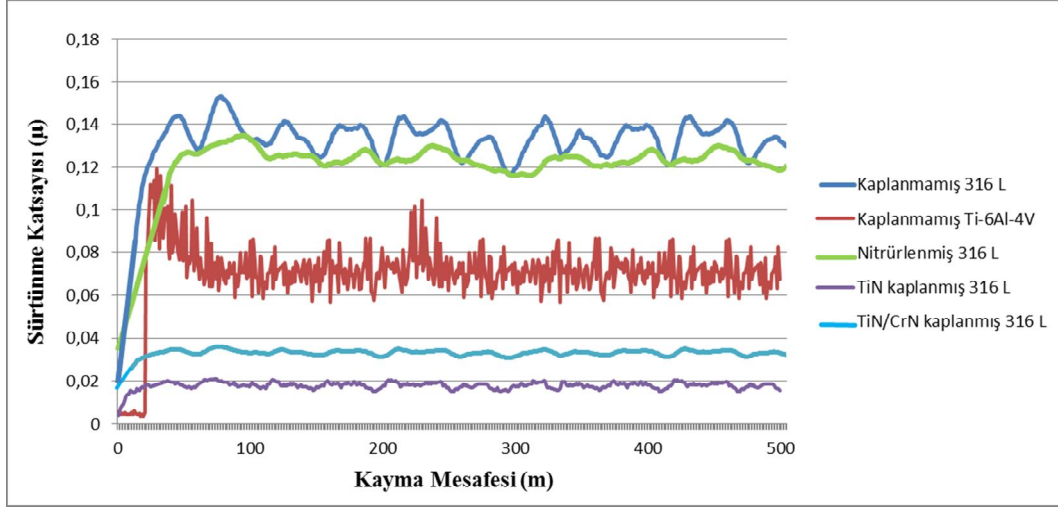


Şekil 4.6. 2 m/sn kayma hızında bilye için aşınma oranı

4.3. Kayma Hızı-Uygulanan Aşındırma Kuvveti Etkisinde Kayma Mesafesinin Sürtünme Katsayısına Etkisi

Tablo 4.7.' de görüldüğü gibi en yüksek sürtünme katsayısı kaplanmamış 316 L deney numunesinde oluşmuştur. Kaplanmamış Ti-6Al-4V numunelerin yüzey kalitesi 316 L malzemeye göre daha iyi olduğu için sürtünme katsayısı daha düşük olarak gerçekleşmiştir. TiN/CrN kaplanmış 316 L deney numunesi ve TiN kaplanmış 316 L deney numunelerinde yüzey pürüzlülüğünün azalmasıyla sürtünme katsayısı çok düşük değerlerde gerçekleşmiştir. Buna karşılık nitrürlenmiş 316 L numunede yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla PVD kaplanmış numunelere göre daha yüksek sürtünme katsayısı değerlerine ulaşılmıştır.

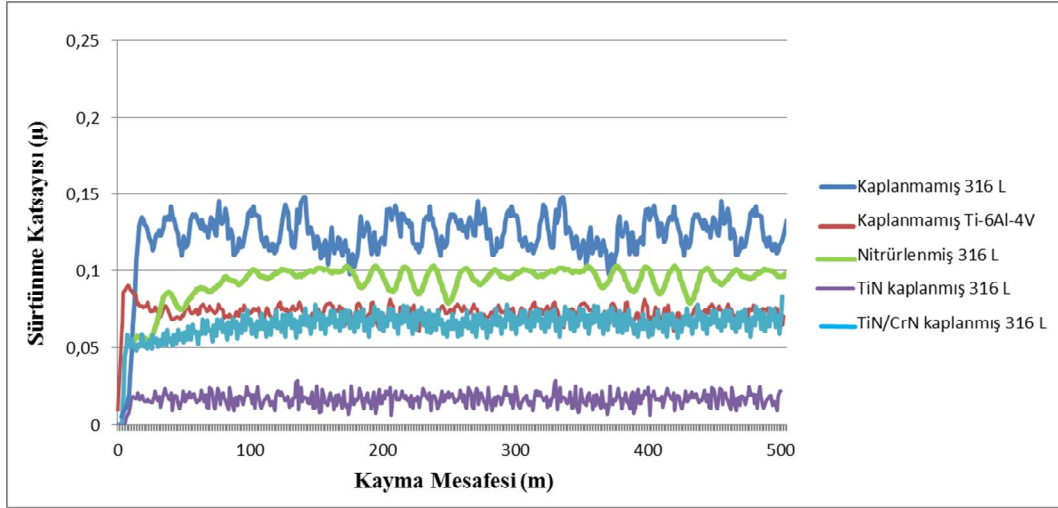
Ortalama sürtünme katsayısı, kaplanmamış 316 L numunede 0,132, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede 0,070, nitrürlenmiş 316 L numunede 0,122 TiN kaplanmış 316 L numunede 0,017 ve TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede 0,033 olarak gerçekleşmiştir.



Şekil 4.7. 1 m/sn kayma hızında 7,5 N yük altında sürtünme katsayısı

Şekil 4.8.' de de şekil 4.5.'te olduğu gibi en yüksek sürtünme katsayısı kaplanmamış 316 L deney numunesinde oluşmuştur. Kaplanmamış Ti-6Al-4V numunelerin yüzey kalitesi 316 L malzemeye göre daha iyi olduğu için sürtünme katsayısı daha düşük olarak gerçekleşmiştir. TiN/CrN kaplanmış 316 L deney numunesi ve TiN kaplanmış 316 L deney numunelerinde yüzey pürüzlülüğünün azalmasıyla sürtünme katsayısı çok düşük değerlerde gerçekleşmiştir. Buna karşılık nitrülenmiş 316 L numunede yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla PVD kaplanmış numunelere göre daha yüksek sürtünme katsayısı değerlerine ulaşılmıştır.

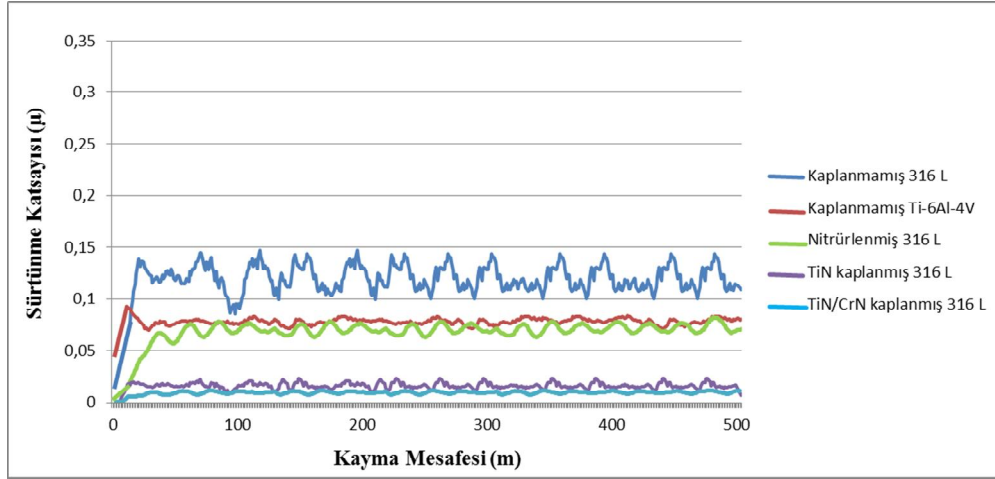
Ortalama sürtünme katsayısı kaplanmamış 316 L numunede 0,123, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede 0,073, nitrülenmiş 316 L numunede 0,093, TiN kaplanmış 316 L numunede 0,016 ve TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede 0,065 olarak gerçekleşmiştir. Kayma hızı arttıkça stabilitesinden dolayı deney numuneleri birbiri üzerinden kayma eğilimini arttırmış ve sürtünme katsayısı da buna bağlı olarak bir miktar düşme eğilimine girmiştir.



Şekil 4.8. 1,5 m/sn kayma hızında 7,5 N yük altında sürtünme katsayısı

Şekil 4.9.' da da önceki kayma hızlarında olduğu gibi en yüksek sürtünme katsayısı kaplanmamış 316 L deney numunesinde oluşmuştur. Kaplanmamış Ti-6Al-4V numunelerin yüzey kalitesi 316 L malzemeye göre daha iyi olduğu için sürtünme katsayısı daha düşük olarak gerçekleşmiştir. TiN/CrN kaplanmış 316 L deney numunesi ve TiN kaplanmış 316 L deney numunelerinde yüzey kalitesinin artmasıyla sürtünme katsayısı çok düşük değerlerde gerçekleşmiştir. Buna karşılık nitrülenmiş 316 L numunede yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla PVD kaplanmış numunelere göre daha yüksek sürtünme katsayısı değerlerine ulaşılmıştır.

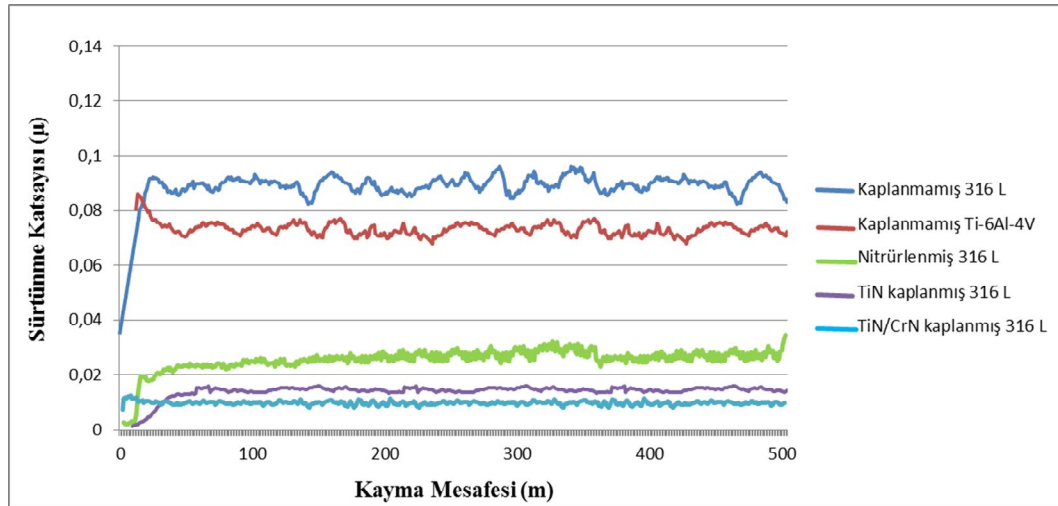
Ortalama sürtünme katsayısı, kaplanmamış 316 L numunede 0,119, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede 0,078, nitrülenmiş 316 L numunede 0,068, TiN kaplanmış 316 L numunede 0,015 ve TiN/CrN kaplanmış 316 L 0,009 olarak gerçekleşmiştir. Yine 2 m/sn kayma hızında da önceki kayma hızına göre sürtünme katsayısı bir miktar düşme eğilimine girmiş ve bu durum stabilitesi yüksek malzemelerin yüksek hızlarda aşındırılan malzemeye yapışmaması ve kayma eğilimi göstermesiyle açıklanabilir.



Şekil 4.9. 2 m/sn kayma hızında 7,5 N yük altındaki sürtünme katsayısı

Şekil 4.10.' da 1 m/sn kayma hızında sıvı ortamda kayma mesafesinin sürtünme katsayısına etkisi görülmektedir. Ortama eklenen sodyum hyaluronat sıvısı sağladığı film yüzey sayesinde sürtünme kuvvetini büyük oranda azaltarak sürtünme katsayısının da düşmesine neden olmuştur.

Ortalama sürtünme katsayısı, kaplanmamış 316 L numunede 0,094, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede 0,061, nitrürlenmiş 316 L numunede 0,025, TiN kaplanmış 316 L numunede 0,011, TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede 0,009 olarak gerçekleşmiştir.

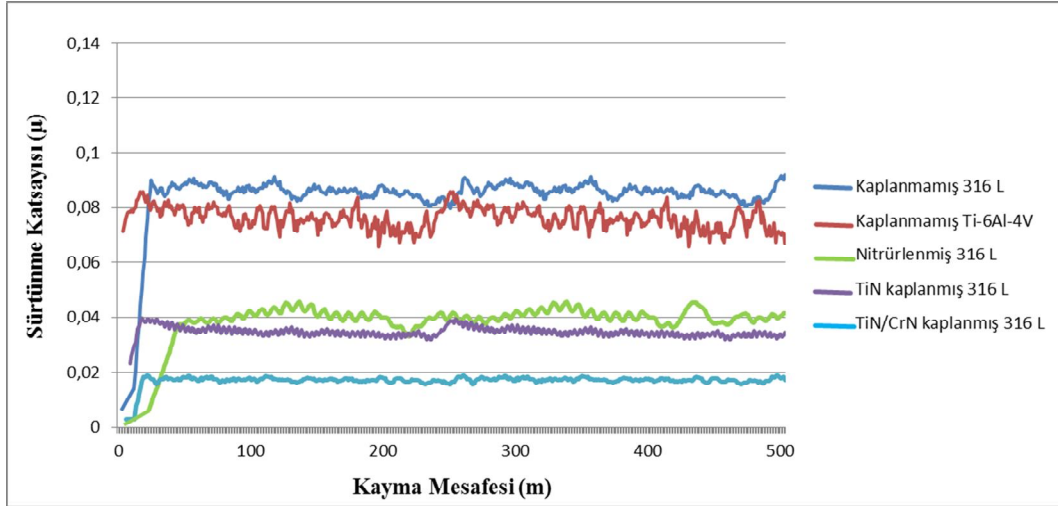


Şekil 4.10. 1 m/sn kayma hızında 7,5 N yük altındaki sürtünme katsayısı

Şekil 4.11.' de 1,5 m/sn kayma hızında sıvı ortamda kayma mesafesinin sürtünme katsayısına etkisi görülmektedir. Ortama eklenen sodyum hyaluronat sıvısının 1 m/sn

kayma hızında olduğu gibi sağladığı film yüzey sayesinde sürtünme kuvvetini büyük oranda azaltarak sürtünme katsayısının da düşmesine neden olduğu görülmektedir.

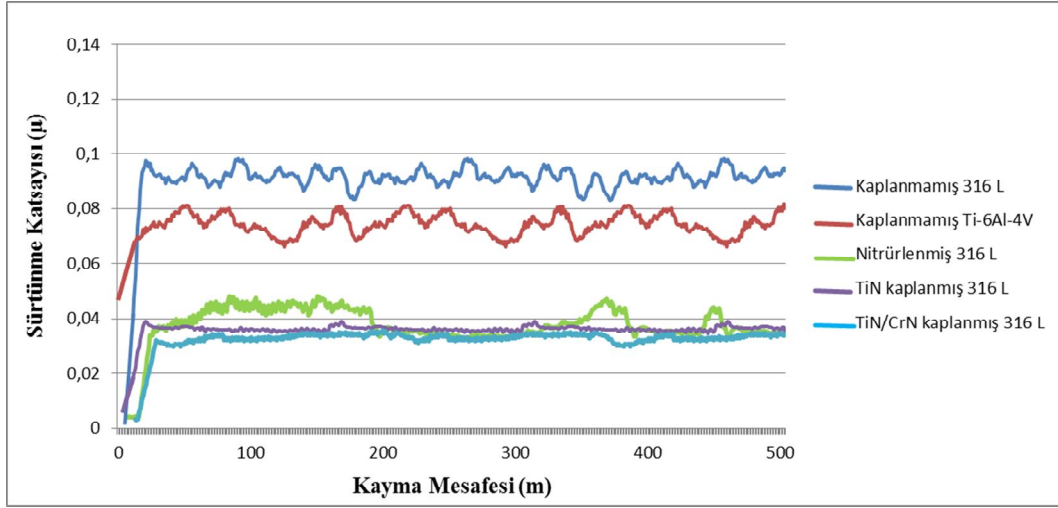
Ortalama sürtünme katsayısı, kaplanmamış 316 L numunede 0,084, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede 0,075, nitrürlenmiş 316 L numunede 0,038, TiN kaplanmış 316 L numunede 0,034, TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede ise 0,016 olarak gerçekleşmiştir.



Şekil 4.11. 1,5 m/sn kayma hızında 7,5 N yük altındaki sürtünme katsayısı

Şekil 4.12.' de 2 m/sn kayma hızında sıvı ortamda kayma mesafesinin sürtünme katsayısına etkisi görülmektedir. Ortama eklenen sodyum hyaluronat sıvısının 1 ve 1,5 m/sn kayma hızlarında olduğu gibi film yüzey oluşturduğu ve bunun sonucunda sürtünme kuvvetini büyük oranda azaltarak sürtünme katsayısının da düşmesine neden olduğu görülmektedir.

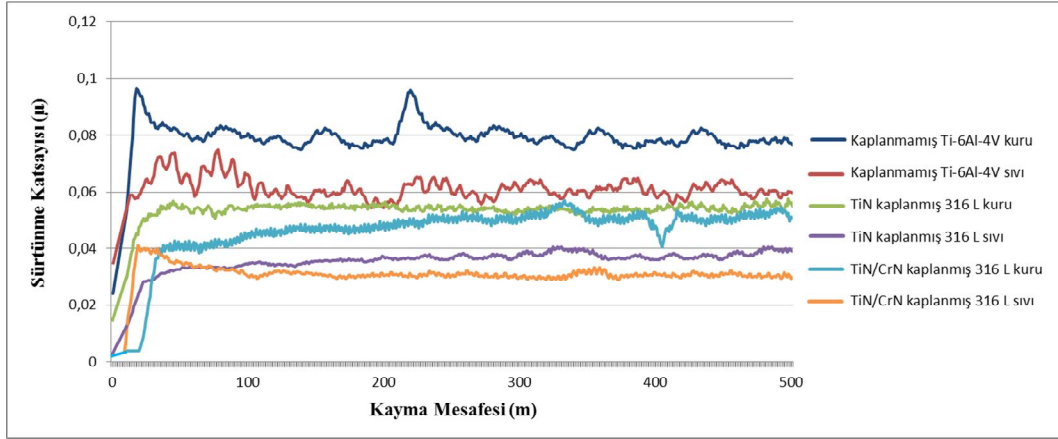
Ortalama sürtünme katsayısı, kaplanmamış 316 L numunede 0,090, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede 0,074, nitrürlenmiş 316 L numunede 0,037, TiN kaplanmış 316 L numunede 0,035 ve TiN/CrN kaplanmış numunede 316 L 0,031 olarak gerçekleşmiştir.



Şekil 4.12. 2 m/sn kayma hızında 7,5 N yük altındaki sürtünme katsayısı

Şekil 4.13.' de 1 m/sn kayma hızında ve 10 N yük altında kuru ve sıvı aşınma ortamlarının sürtünme katsayısına etkisi görülmektedir. Kaplanmamış Ti-6Al-4V numuneye göre kaplanmış 316 L deney numunelerinin sürtünme katsayılarında önemli oranda düşüş olduğu görülmektedir. Bunun artan sertlikle beraber yüzey kalitesinin daha pürüzsüz hale gelmesiyle ilgili olduğu değerlendirilmektedir. Yine sıvı ortamdaki sürtünme katsayılarının kuru ortama göre düştüğü bunun da oluşan sıvı film yüzeyinin numune yüzeyinde oluşan sürtünme kuvvetini düşürmesi sonucu gerçekleştiği değerlendirilmektedir.

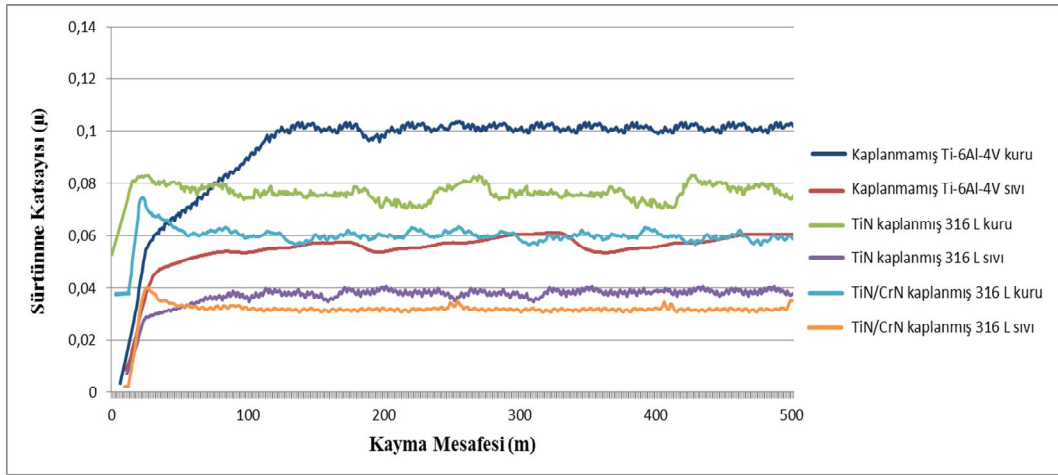
Ortalama sürtünme katsayısı, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede kuru ortamda 0,079, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede sıvı ortamda 0,61, TiN kaplanmış 316 L numunede kuru ortamda 0,053, TiN kaplanmış 316 L numunede sıvı ortamda 0,35, TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede kuru ortamda 0,046 ve TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede sıvı ortamda 0,030 olarak gerçekleşmiştir.



Şekil 4.13. 1 m/sn kayma hızında 10 N yük altındaki sürtünme katsayısı

Şekil 4.14.' de 1,5 m/sn kayma hızında ve 10 N yük altında kuru ve sıvı aşınma ortamlarının sürtünme katsayısına etkisi görülmektedir.

Ortalama sürtünme katsayısı, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede kuru ortamda 0,094, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede sıvı ortamda 0,54, TiN kaplanmış 316 L numunede kuru ortamda 0,076, TiN kaplanmış 316 L numunede sıvı ortamda 0,36, TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede kuru ortamda 0,059 ve TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede sıvı ortamda 0,031 olarak gerçekleşmiştir.

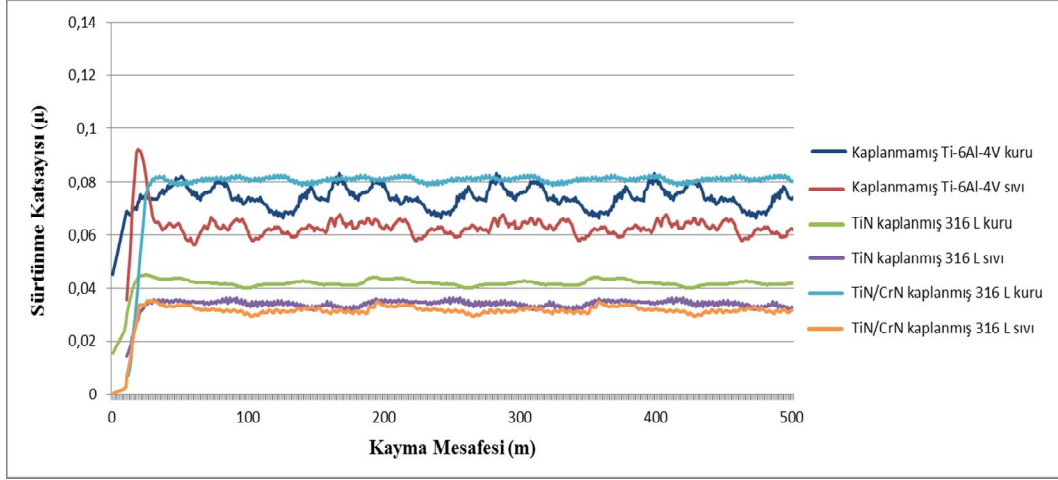


Şekil 4.14. 1,5 m/sn kayma hızında 10 N yük altındaki sürtünme katsayısı

Şekil 4.15.' de 1 m/sn kayma hızında ve 10 N yük altında kuru ve sıvı aşınma ortamlarının sürtünme katsayısına etkisi görülmektedir.

Ortalama sürtünme katsayısı kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede kuru ortamda 0,078, kaplanmamış Ti-6Al-4V numunede sıvı ortamda 0,62, TiN kaplanmış 316 L

numunede kuru ortamda 0,041, TiN kaplanmış 316 L numunede sıvı ortamda 0,33, TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede kuru ortamda 0,072 ve TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede sıvı ortamda 0,030 olarak gerçekleşmiştir.



Şekil 4.15. 2 m/sn kayma hızında 10 N yük altındaki sürtünme katsayısı

Şekil 4.14. ve şekil 4.15.' te 1,5 m/sn ve 2 m/sn kayma hızlarında ve 10 N yük altında kuru ve sıvı aşınma ortamlarının sürtünme katsayısına etkisi görülmektedir. 1 m/sn kayma hızında olduğu gibi kaplanmamış Ti-6Al-4V numuneye göre kaplanmış 316 L deney numunelerinin sürtünme katsayılarında önemli oranda düşüş olduğu görülmektedir. Bu durum yine 1 m/sn kayma hızında olduğu gibi artan sertlikle beraber yüzey kalitesinin daha pürüzsüz hale gelmesiyle ilgili olduğu değerlendirilmektedir. Yine sıvı ortamdaki sürtünme katsayılarının kuru ortama göre düştüğü bunun da oluşan sıvı film yüzeyinin numune yüzeyinde oluşan sürtünme kuvvetini düşürmesi sonucu gerçekleştiği değerlendirilmektedir.

Tüm grafikler bir arada değerlendirildiğinde yük arttıkça sürtünme kuvvetinin arttığı, kayma hızının artmasıyla sürtünme kuvvetinin bir miktar arttığı fakat bir noktadan sonra azalışa geçtiği, kaplamalarla beraber sürtünme katsayısının artan yüzey sertliği yani tane boyutunun küçülmesi sonucu oluşan pürüzsüz yüzey kalitesiyle beraber ciddi şekilde azaldığı görülmektedir. Sıvı ortam değerlendirildiğinde ise kuru ortama göre sürtünme katsayısının daha düşük değerlerde gerçekleştiği görülmektedir. Bu durum ise sıvı tarafından oluşturulan film yüzeyin sürtünme kuvvetini azaltmış olmasıyla açıklanabilir.

Kaplamaların sürtünme katsayısını kaplanmamış 316 L ve kaplanmamış Ti-6Al-4V numunelere göre %40-50 oranında düşürdüğü aynı zamanda ortama eklenen sodyum hyaluronat sıvısının da sürtünme katsayısını kuru ortama göre %25-35 oranında düşürdüğü görülmektedir.

4.4. Kayma Hızı-Uygulanan Aşındırma Kuvveti Etkisinde Kayma Mesafesinin Sıcaklığa Etkisi

Bilye-disk sisteminde bulunan sensörler yardımıyla anlık olarak ölçülen ve bilgisayar sistemi tarafından kaydedilen sıcaklık değerleri kayma mesafesine göre karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

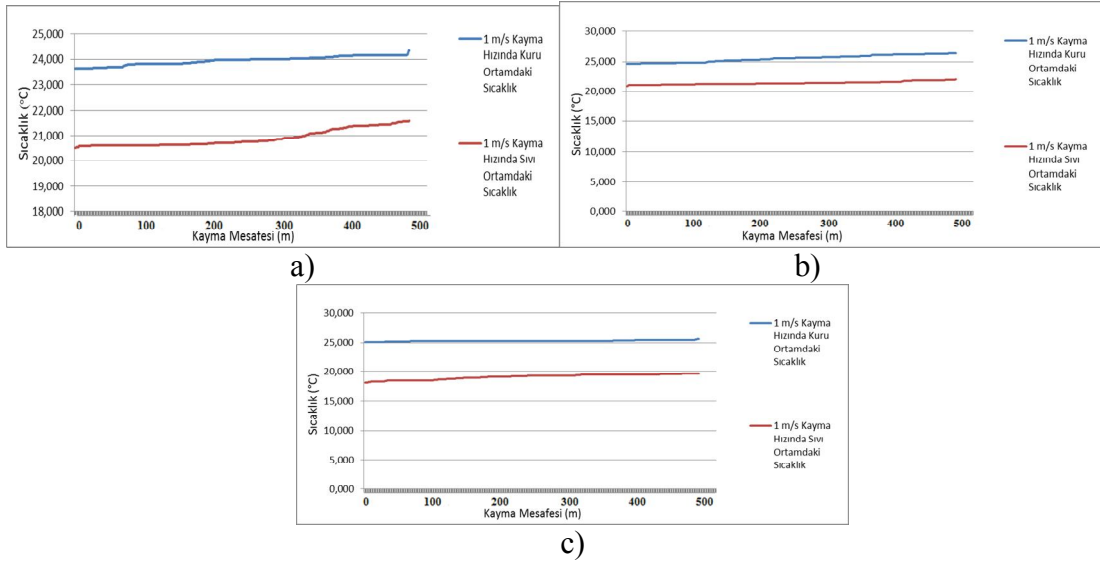
Şekil 4.16.'de 1 m/sn kayma hızı için, şekil 4.17.'de 1,5 m/sn kayma hızı için ve şekil 4.18.'de 2 m/sn kayma hızı için; 7,5 N yük altında kaplamaların kuru ve sıvı ortamda sıcaklığa etkileri gösterilmiştir. Kaplamalarla birlikte yüzey sıcaklığında azaldığı görülmektedir. Bunun azalan yüzey pürüzlülüğü ve azalan abrazyon aşınma sonucu kopan parçacıkların azalmasıyla gerçekleştiği düşünülmektedir. Ayrıca TiN kaplamaların sıcaklığı dağıtma özelliğinin de sıcaklığı düşürdüğü düşünülmektedir.

Ortalama sıcaklık 1 m/sn kayma hızı için; kaplanmamış 316 L numunede, kuru ortamda 27,15 °C, sıvı ortamda 21,25 °C, nitrürlenmiş 316 L numunede, kuru ortamda 25,3 °C, sıvı ortamda 20,85 °C ve TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede, kuru ortamda 24,10 °C, sıvı ortamda ise 20,65 °C olarak gerçekleşmiştir. Bu bilgiler ışığında TiN/CrN kaplamanın sıcaklığı %11, ortama eklenen sodyum hyaluronat sıvısının ise sıcaklığı %18-%22 oranında düşürdüğü görülmektedir.

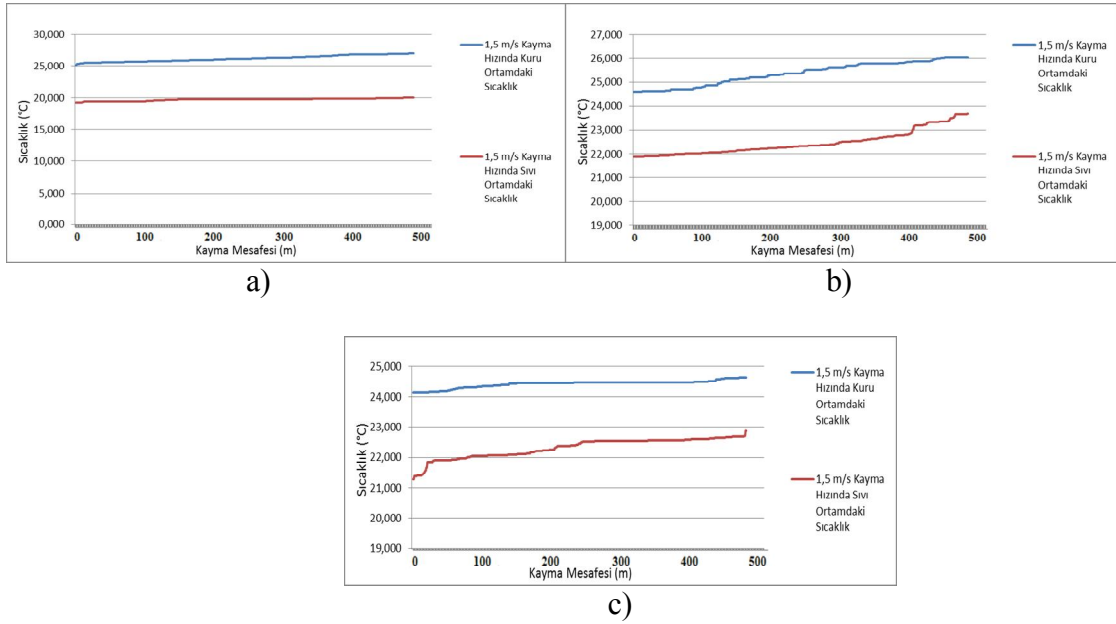
1,5 m/sn kayma hızı için ortalama sıcaklık; kaplanmamış 316 L numunede, kuru ortamda 26,15 °C, sıvı ortamda 20,10 °C, nitrürlenmiş 316 L numunede, kuru ortamda 25,45 °C, sıvı ortamda 23,15 °C ve TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede, kuru ortamda 24,35 °C, sıvı ortamda ise 23,45 °C olarak gerçekleşmiştir. Bu bilgiler ışığında TiN/CrN kaplamanın sıcaklığı %9, ortama eklenen sodyum hyaluronat sıvısının ise sıcaklığı %15-%20 oranında düşürdüğü görülmektedir.

2 m/sn kayma hızındaki ortalama sıcaklık; kaplanmamış 316 L numunede, kuru ortamda 26,8 °C, sıvı ortamda 24,10 °C, nitrürlenmiş 316 L numunede, kuru ortamda 26,2 °C, sıvı ortamda 24,5 °C ve TiN/CrN kaplanmış 316 L numunede, kuru ortamda 26 °C, sıvı ortamda ise 21 °C olarak gerçekleşmiştir. Bu bilgiler ışığında TiN/CrN

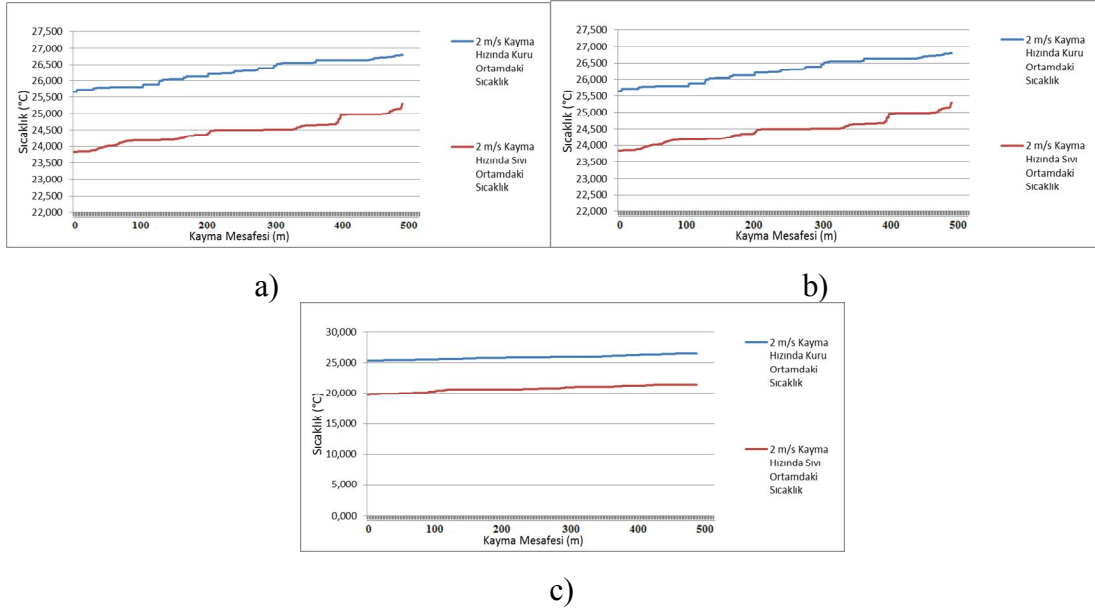
kaplamanın sıcaklığı %9, ortama eklenen sodyum hyaluronat sıvısının ise sıcaklığı %15-%20 oranında düşürdüğü görülmektedir.



Şekil 4.16. 1 m/sn kayma hızında 7,5 N yük altında kuru ve sıvı aşınma ortamında kayma mesafesinin sıcaklığa etkisi; a) TiN/CrN kaplanmış 316 L, b) kaplanmamış 316 L c) nitrürlenmiş 316 L



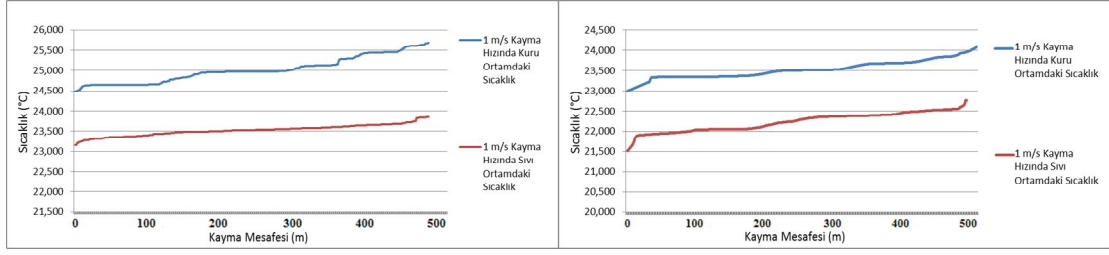
Şekil 4.17. 1,5 m/sn kayma hızında 7,5 N yük altında kuru ve sıvı aşınma ortamında kayma mesafesinin sıcaklığa etkisi; a) kaplanmamış 316 L, b) nitrürlenmiş 316 L, c) TiN/CrN kaplanmış 316 L



Şekil 4.18. 2 m/sn kayma hızında 7,5 N yük altında kuru ve sıvı aşınma ortamında kayma mesafesinin sıcaklığa etkisi; a) kaplanmamış 316 L, b) nitrürlenmiş 316 L, c) TiN/CrN kaplanmış 316 L

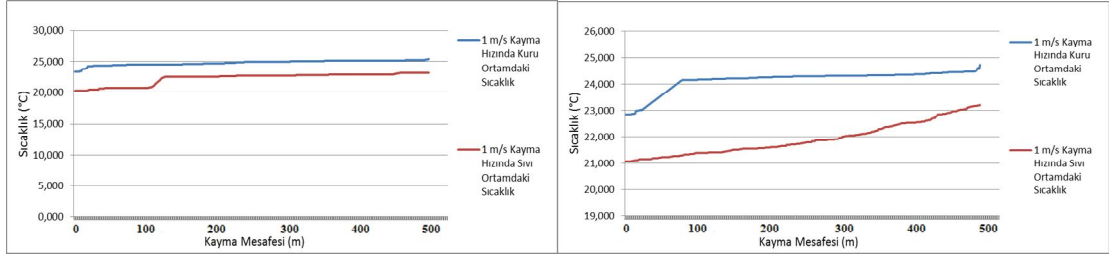
Şekil 4.19., şekil 4.20. ve şekil 4.21.' de sırasıyla 1 m/sn, 1,5 m/sn ve 2 m/sn kayma hızlarında 10 N yük etkisinde kuru ve sıvı aşınma ortamlarındaki kayma mesafesinin sıcaklığa etkisi gösterilmektedir. Şekiller incelendiğinde kayma hızları arttıkça sıcaklığın da arttığı görülmektedir. Bu durumun ise hızın artmasıyla beraber yüzeydeki sıcaklığın dağıtılmasının gecikmesi dolayısıyla yüzeyde daha fazla sıcaklığın oluşması ile ilgili olduğu düşünülmektedir. Kaplamalar ile beraber sıcaklığın ciddi düşüş gösterdiği bu durumun ise kaplamaların ısıyı geniş alana yayma özelliğinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Sıvı ortam olarak nitelendirilmiş olan sodyum hyaluronatın ise sıcaklığı büyük oranlarda düşürdüğü açıkça görülmektedir. Bu duruma sebep olarak sıvının sıcaklığı yüzeyden geniş alana doğru transfer etmesi sonucu yüzey sıcaklığının düştüğü düşünülmektedir.



a)

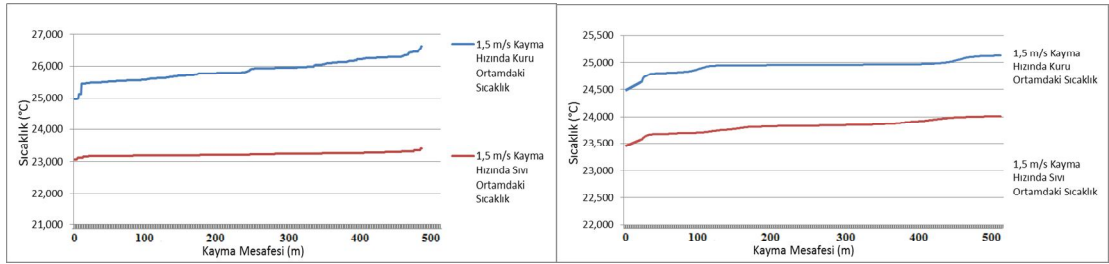
b)



c)

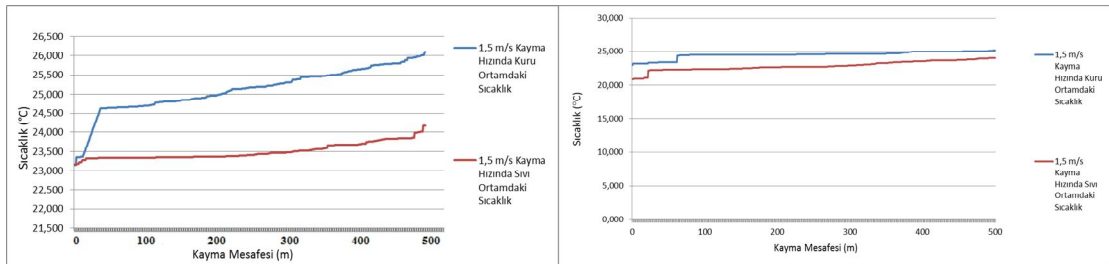
d)

Şekil 4.19. 1 m/sn kayma hızında 10 N yük altında kuru ve sıvı aşınma ortamında kayma mesafesinin sıcaklığa etkisi; a) kaplanmamış 316 L, b) kaplanmamış Ti-6Al-4V, c) nitrürlenmiş 316 L, d) TiN/CrN kaplanmış 316 L



a)

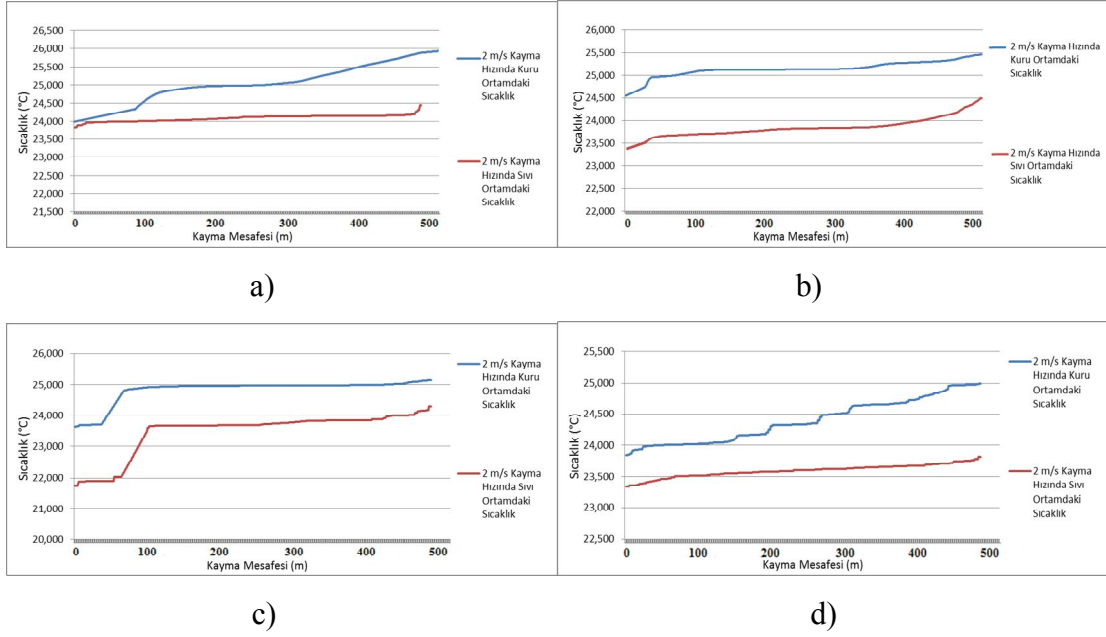
b)



b)

d)

Şekil 4.20. 1,5 m/sn kayma hızında 10 N yük altında kuru ve sıvı aşınma ortamında kayma mesafesinin sıcaklığa etkisi; a) kaplanmamış 316 L, b) kaplanmamış Ti-6Al-4V, c) nitrürlenmiş 316 L, d) TiN/CrN kaplanmış 316 L

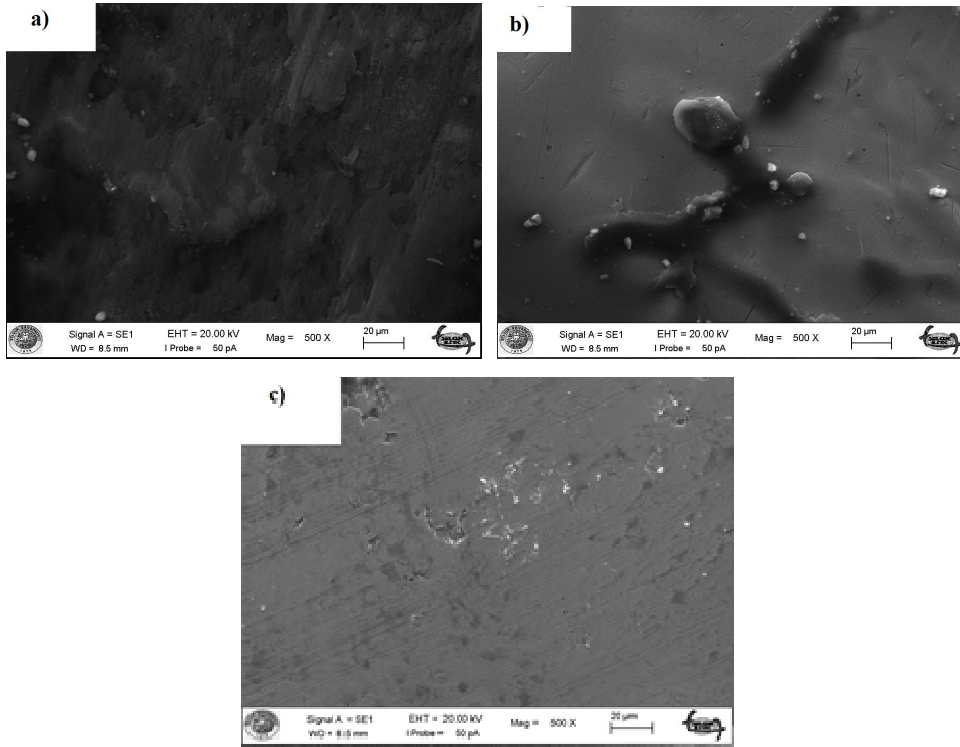


Şekil 4.21. 2 m/sn kayma hızında 10 N yük altında kuru ve sıvı aşınma ortamında kayma mesafesinin sıcaklığa etkisi; a) kaplanmamış 316 L, b) kaplanmamış Ti-6Al-4V, c) nitrürlenmiş 316 L, d) TiN/CrN kaplanmış 316 L

Şekiller incelendiğinde kaplamaların her yük ve kayma hızında sıcaklığın düşürülmesine olumlu katkı sağladığı ve bu katkının %9 ile %15 arasında gerçekleştiği görülmüştür. Ayrıca sodyum hyaluronat sıvısının da sıcaklığı düşürmeye %20-%30 arasında katkı sağladığı görülmüştür.

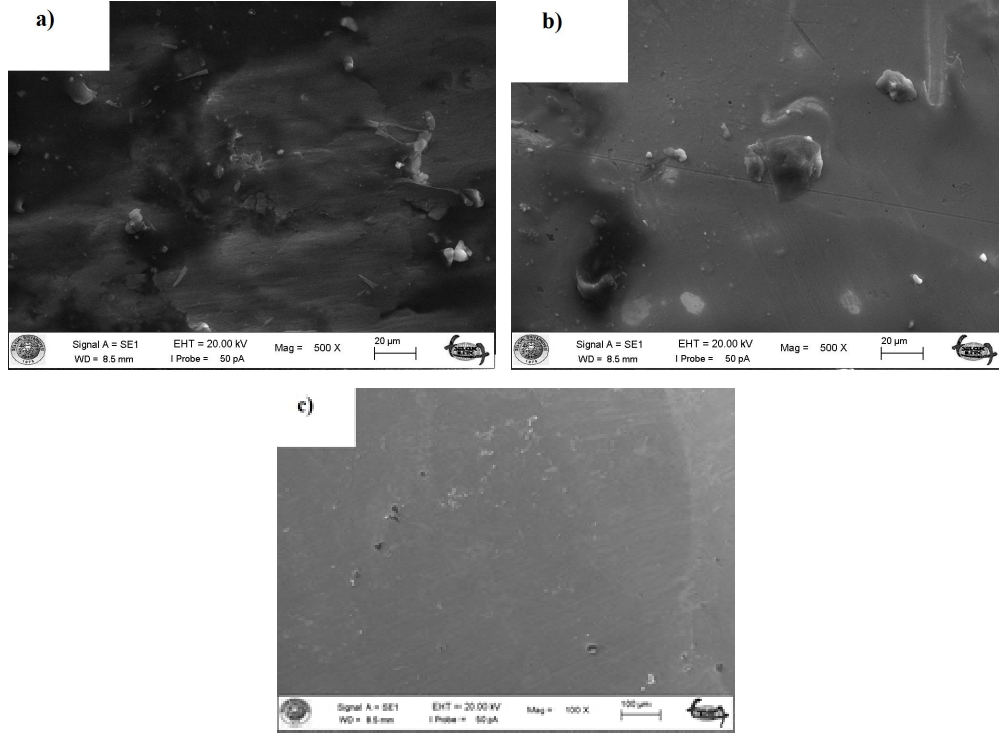
4.5. Sem İncelemeleri

Şekil 4.22., şekil 4.23.'te disklerde oluşan aşınma izlerinin SEM görüntüleri görülmektedir. Şekil 4.22. a)'da kaplanmamış 316 L numune de çok yoğun abrazyv aşınmaların gerçekleştiği görülmektedir. Bilyenin kaplanmamış numunede yoğun şekilde abrazyv aşınmalara sebep olduğu ve geniş aşınma kanalları oluşturduğu görülmektedir. Şekil 4.22. b)'de ise nitrürlenmiş 316 L numunede abrazyv aşınmaların ve aşınma kanallarının genişliklerinin de artan yüzey kalitesiyle beraber azaldığı görülmektedir. Şekil 4.22. c) 'de görüldüğü üzere TiN/CrN kaplanmış 316 L numunelerde yine yer yer abrazyv aşınmalar görülmekle beraber oluşan hasar çok daha düşük oranlarda meydana gelmiştir. Şekillerden de görüldüğü üzere artan yüzey sertliği ile beraber numunelerde oluşan aşınma izleri gittikçe azalmış ve en sert numuneler olan TiN/CrN kaplanmış 316 L numunelerde aşınma izleri neredeyse yok denilecek kadar azalmıştır.



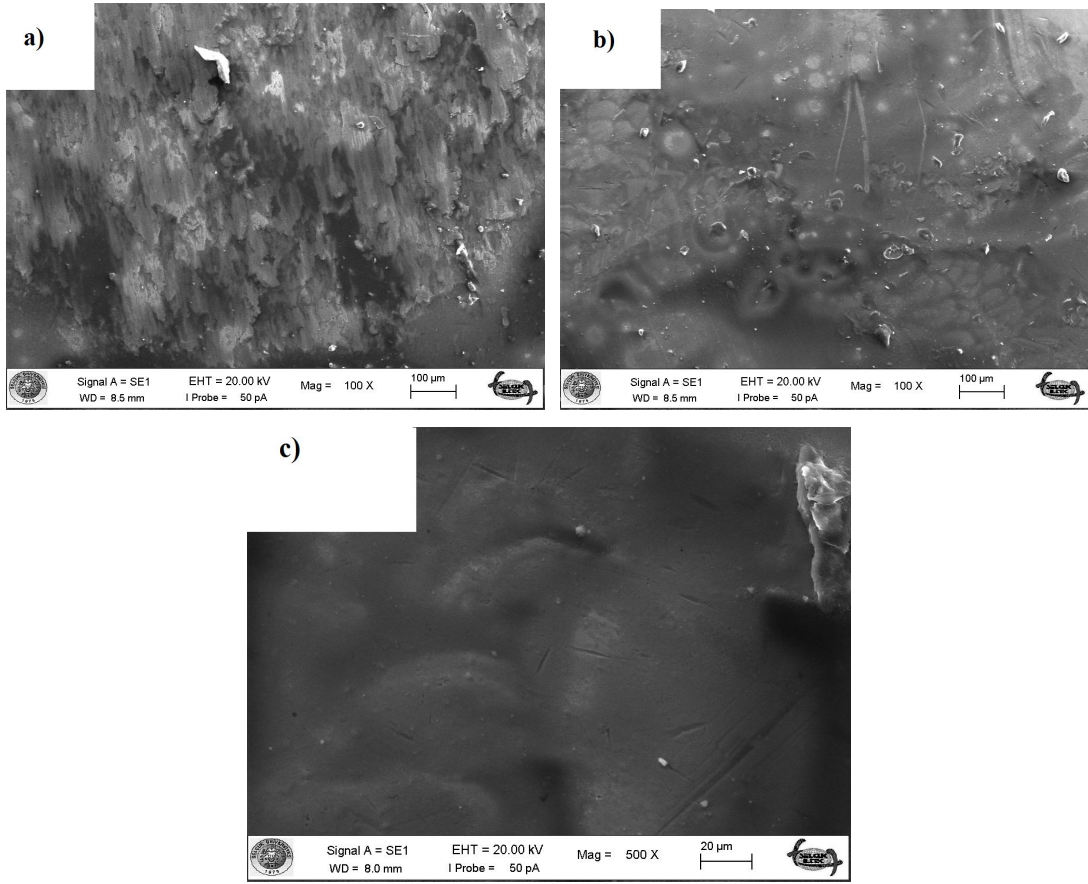
Şekil 4.22. 1,5 m/sn kayma hızında ve 7,5 N yük altında disk yüzeylerinde oluşan aşınma izleri;
 a) kaplanmamış 316 L numune, b) nitrürlenmiş 316 L numune, c) TiN/CrN kaplanmış 316 L numune

Şekil 4.23. incelendiğinde şekil 4.22.' de olduğu gibi artan yüzey sertliği ile beraber numunelerde oluşan aşınma izleri gittikçe azalmış ve en sert numuneler olan TiN/CrN kaplanmış 316 L numunelerde aşınma izleri neredeyse yok denilecek kadar azalmıştır.



Şekil 4.23. 2 m/sn kayma hızında ve 7,5 N yük altında disk yüzeylerinde oluşan aşınma izleri; a) kaplanmamış 316 L numune, b) nitrülenmiş 316 L numune, c) TiN/CrN kaplanmış 316 L numune

Şekil 4.22. ve Şekil 4.23. beraber incelendiğinde kayma hızı arttıkça aşınma izlerinin azalma eğilimine girdiği görülmektedir. Bu durumun ise kimyasal stabilitesi yüksek malzemelerin aşındırılan malzeme yüzeyine yapışmaması ve kayganlık özelliği göstermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.



Şekil 4.24. 1,5 m/sn kayma hızında ve 10 N yük altında disk yüzeylerinde oluşan aşınma izleri; a) kaplanmamış 316 L numune, b) nitrürlenmiş 316 L numune, c) TiN/CrN kaplanmış 316 L numune

Şekil 4.24.'te 1,5 m/sn kayma hızında ve 10 N yük altında disklerde oluşan aşınma izlerinin SEM görüntüleri görülmektedir. Önceki şekillere görüldüğü gibi burada da kaplanmamış 316 L numune de derin abrazyv aşınma izleri görülmektedir. Nitrürlenmiş numunede ise bir miktar abrazyv aşınma görülsede kaplanmamış numuneye göre çok düşük oranda gerçekleştiği görülmektedir. TiN/CrN kaplanmış numunede ise abrazyv aşınmaların basit çizikler seviyesinde kaldığı çok net olarak görülebilmektedir. Nitrürlenmiş ve TiN/CrN kaplanmış numunelerde artan yüzey sertliği ile beraber abrazyv aşınmaların azaldığı değerlendirilmektedir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1. Sonuçlar

Bu çalışmada iki farklı deney ortamı kullanılarak AISI 316 L paslanmaz çeliğinin aşınma performansları incelenmiştir. Birinci deney ortamında sertleştirilmemiş, plazma nitrasyon yapılmış, PVD yöntemi ile TiN ve CrN/TiN kaplanmış 316 L deney numuneleri kuru sürtünme şartlarında, oda sıcaklığında, farklı kayma hızı ve kuvvetlerde aşınmaya maruz bırakılmıştır. İkinci deney ortamı sodyum hyaluronat sıvısı enjekte edilmiş ortamda sertleştirilmemiş, plazma nitrasyon yapılmış, PVD yöntemi ile TiN ve CrN/TiN kaplanmış 316 L deney numuneleri farklı kayma hızı ve kuvvetlerde aşınmaya maruz bırakılmıştır. Ayrıca cerrahide yaygın olarak kullanılan Ti-6Al-4V malzemeden imal edilmiş numuneler de aynı şartlarda aşınmaya maruz bırakılmış ve sonuçlar mukayese edilmiştir.

1. Elde edilen kütle kaybı ve aşınma miktarları doğrultusunda çizilen grafiklerde en fazla aşınmanın saf sertleştirilmemiş 316 L deney numunesinde gerçekleştiği tespit edilmiştir.
2. Plazma nitrasyon yapılmış deney numunesinde ise nitrasyon sonucu elde edilen sert tabaka aşınma direnci oluşturmuş, sertlik tabakası aşıldığında sertleştirilmemiş deney numunesine benzer aşınma kayıpları meydana gelmiştir.
3. PVD yöntemi ile yapılan CrN/TiN kaplamalarda aşınma kaybı çok düşük değerlerdedir ve kaplanmamış numunelere göre bu kayıp %40-50 oranında düşmüştür.
4. PVD yöntemi ile yapılan CrN/TiN kaplanmış 316 L numunelerde aşınma kaybı Ti-6Al-4V numunelere göre çok daha düşük orandadır ve bu oran %30-35 daha düşüktür.
5. Sodyum Hyaluronat ilave edilmiş ortamdaki aşınmalar kuru ortama göre çok küçük değerlerdedir ve kuru ortama göre aşınmalar %30-35 oranında düşmüştür.
6. Sodyum Hyaluronat ilave edilmiş ortamdaki ortalama sıcaklık değerleri kuru

ortama göre 32-35 °C den 27-29 °C ye düşmüş olup ortalama %15-17 arasında küçük değerlerde gerçekleşir. Bunun sonucunda da malzeme yüzeylerinde aşınma çatlakları oluşmasına engel olmuştur.

7. Tüm yük durumları ve kayma hızlarında oluşan sürtünme katsayıları sodyum hyaluronat ilave edilmiş ortamda kuru ortama göre daha düşük değerlerde gerçekleşmiş olup bu durum aşınma oranlarını da düşürmüştür.
8. 316 L paslanmaz çeliğin malzemenin maliyet, elde edilebilirlik ve işleme avantajları açısından ve gerekse kaplama sonucu gösterdiği performanstan dolayı Ti-6Al-4V malzeme yerine kullanılabilceği mütalaa edilmiştir.

Yapılan SEM incelemelerinde;

1. Kaplanmamış 316 L numunelerde abrazyon aşınmanın gerçekleştiği görülmüştür.
2. Plazma Nitrasyon uygulanan 316 L numunelerde de saf numunelere göre çok daha az olmakla beraber yine bir miktar abrazyon aşınma olduğu görülmüştür.
3. PVD yöntemi ile TiN/CrN kaplanmış 316 L numunelerde abrazyon aşınmanın neredeyse hiç gerçekleşmediği görülmüştür.
4. Sodyum hyaluronat kullanılan numunelerde aşınma değerlerinin çok küçük değerlere düştüğü görülmüştür.

5.2. Öneriler

1. Cerrahide kullanılan implant ve aletlerde tribolojik durumlar göz önüne alındığında PVD yöntemi ile TiN/CrN kaplanmış 316 L malzemenin Ti-6Al-4V malzeme yerine kullanılması avantaj sağlar.
2. 316 L malzeme nitrülenirken iyi bir sonuç almak için nitrüleme süresinin normal malzemelere göre daha yüksek olmasına dikkat edilmelidir.
3. 316 L malzemenin kullanımı sırasında tribolojik avantaj sağlaması için PVD

yöntemi uygulanabilir.

4. 316 L malzeme PVD yöntemi ile kaplanılırken tribolojik avantaj sağlaması isteniyorsa kesinlikle kaplama kalınlığı daha yüksek olan duplex kaplama yapılmalıdır.
5. Sodyum hyaluronat sıvısı aşınmayı önleyici bir yağlama ürünü olarak kullanılabilir.
6. Sodyum hyaluronat sıvısının diğer malzemeler üzerindeki yağlama özellikleri araştırılmalıdır.
7. Kaplanmış 316 L malzemenin canlı organizma üzerindeki etkileri araştırılmalıdır.
8. Plazma nitrasyon uygulamalarının Ti-6Al-4V malzeme üzerindeki etkileri araştırılmalıdır.
9. PVD yöntemi ile elde edilen değişik kaplamaların Ti-6Al-4V malzeme üzerindeki etkileri araştırılmalıdır.

KAYNAKLAR

- Abatangelo, G. ve O'REGAN, M., 1995, Hyaluronan: biological role and function in articular joints, *European Journal of Rheumatology and Inflammation*, 15 (1), 9-16.
- Alsaran, A., 2001, Dupleks Yüzey İşlemi Uygulanmış AISI 5140 Çeliğinin Yapısal, Mekanik Ve Tribolojik Özelliklerinin Belirlenmesi. Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, *Fen Bilimleri Enstitüsü, Erzurum*.
- Altman, R. D., 2000, Intra-articular sodium hyaluronate in osteoarthritis of the knee, *Seminars in arthritis and rheumatism*, 11-18.
- Angelini, E., Burdese, A. ve De Benedetti, B., 2013, Ion-nitriding of austenitic stainless steels, *Metallurgical Science and Tecnology*, 6 (2).
- Balazs, E. A. ve Denlinger, J. L., 1993, Viscosupplementation: a new concept in the treatment of osteoarthritis, *The Journal of rheumatology. Supplement*, 39, 3-9.
- Baranowska, J. ve Arnold, B., 2006, Corrosion resistance of nitrided layers on austenitic steel, *Surface and Coatings Technology*, 200 (22), 6623-6628.
- Başman, G. Ş., M.K. ve Kayalı, E.S., 1998, Seramik ince filmle kaplanmış malzemelerin yorulma davranışı, *Metal Dünyası*, 66, 61-65.
- Bayrak, Ö., 2007, Plazma İle Nitrülenmiş CoCrMo İmplant Malzemenin Yapısal ve Tribolojik Özelliklerinin İncelenmesi, *Y.Lisans Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Erzurum*.
- Berrios, J., Teer, D. ve Puchi-Cabrera, E., 2001, Fatigue properties of a 316L stainless steel coated with different TiN x deposits, *Surface and Coatings Technology*, 148 (2), 179-190.
- Bischoff, U., Freeman, M., Smith, D., Tuke, M. ve Gregson, P., 1994, Wear induced by motion between bone and titanium or cobalt-chrome alloys, *Bone & Joint Journal*, 76 (5), 713-716.
- Borgioli, F., Fossati, A., Galvanetto, E. ve Bacci, T., 2005, Glow-discharge nitriding of AISI 316L austenitic stainless steel: influence of treatment temperature, *Surface and Coatings Technology*, 200 (7), 2474-2480.
- Bowsher, J. ve Shelton, J., 2001, A hip simulator study of the influence of patient activity level on the wear of crosslinked polyethylene under smooth and roughened femoral conditions, *Wear*, 250 (1), 167-179.
- Burg, T. ve Standard, O., 2001, Materials for Biomedical Engineering, *School of Materials Sciences and Engineering University of New South Wales*.
- Chen, K. ve Jaung, G., 1997, Dc diode ion nitriding behavior of titanium and Ti-6Al-4V, *Thin Solid Films*, 303 (1), 226-231.
- Chu, P. K., Chen, J., Wang, L. ve Huang, N., 2002, Plasma-surface modification of biomaterials, *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 36 (5), 143-206.
- Çimenoglu, H., 1991, Malzemelerin yapısı ve mekanik davranışları, İTÜ, p.
- Da Silva, S., Kerber, L., Amaral, L. ve Dos Santos, C., 1999, X-ray diffraction measurements of plasma-nitrided Ti-6Al-4V, *Surface and Coatings Technology*, 116, 342-346.
- Dogan, H., Findik, F. ve Morgul, O., 2002, Friction and wear behaviour of implanted AISI 316L SS and comparison with a substrate, *Materials & design*, 23 (7), 605-610.
- Duruk, B., 2015, Enjeksiyon Döküm Kalıplarında Crn Uygulamasının Kalıp Ve Parça Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi, *Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Eryılmaz, O. L., 1996, ZrB-ZrBN çok katlı kaplamaların korozyon davranışı.
- Eryürek, B., 1993, Hasar analizi, Birsen Yayınevi, p. 154-162.

- Feng, H., Lee, S., Hsu, C. ve Ho, J., 1999, Study of high cycle fatigue of PVD surface-modified austempered ductile iron, *Materials chemistry and physics*, 59 (2), 154-161.
- Ferrara, J. J., Reed, R. K., Dyess, D. L., Townsley, M. I., Onarheim, H., Laurent, T. C. ve Taylor, A. E., 1991, Increased hyaluronan flux from skin following burn injury, *Journal of Surgical Research*, 50 (3), 240-244.
- Fossati, A., Borgioli, F., Galvanetto, E. ve Bacci, T., 2006, Corrosion resistance properties of glow-discharge nitrided AISI 316L austenitic stainless steel in NaCl solutions, *Corrosion Science*, 48 (6), 1513-1527.
- Fouquet, V., Pichon, L., Drouet, M. ve Straboni, A., 2004, Plasma assisted nitridation of Ti-6Al-4V, *Applied Surface Science*, 221 (1), 248-258.
- George, J. ve Stern, R., 2004, Serum hyaluronan and hyaluronidase: very early markers of toxic liver injury, *Clinica Chimica Acta*, 348 (1), 189-197.
- Gil, L., Brühl, S., Jimenez, L., Leon, O., Guevara, R. ve Staia, M. H., 2006, Corrosion performance of the plasma nitrided 316L stainless steel, *Surface and Coatings Technology*, 201 (7), 4424-4429.
- Goa, K. L. ve Benfield, P., 1994, Hyaluronic acid, *Drugs*, 47 (3), 536-566.
- Gümüşderelioğlu, M., 2002, Biyomalzemeler, *Bilim ve Teknik Dergisi, TÜBİTAK, Temmuz özel sayısı*.
- Hannula, S.-P., Nenonen, P. ve Hirvonen, J.-P., 1989, Surface structure and properties of ion-nitrided austenitic stainless steels, *Thin Solid Films*, 181 (1-2), 343-350.
- Hatman, A., 2001, Takım Çelikleri El Kitabı Assab Korkmaz Çelik Yayını, 110 s, İstanbul.
- Hedenqvist, P., Olsson, M., Wallén, P., Kassman, Å., Hogmark, S. ve Jacobson, S., 1990, How TiN coatings improve the performance of high speed steel cutting tools, *Surface and Coatings Technology*, 41 (2), 243-256.
- Hirakawa, K., Bauer, T. W., Stulberg, B. N., Wilde, A. H. ve Secic, M., 1996, Characterization and comparison of wear debris from failed total hip implants of different types, *J Bone Joint Surg Am*, 78 (8), 1235-1243.
- Holmberg, K. ve Matthews, A., 2009, COATINGS TRIBOLOGY Properties, Mechanisms, *Tribology and interface engineering series*, 56 (1), ALL-ALL.
- Ichii, K., 1986, Structure of the ion-nitrided layer of 18-8 stainless steel, *Technology Reports of Kansai University*, 27, 135-144.
- Itokazu, M. ve Matsunaga, T., 1995, Clinical evaluation of high—molecular-weight sodium hyaluronate for the treatment of patients with periarthritis of the shoulder, *Clinical therapeutics*, 17 (5), 946-955.
- Jackson, M. J. ve Ahmed, W., 2007, Surface engineered surgical tools and medical devices, Springer Science & Business Media, p.
- Janoss, B., 1999, PVD/CVD tool coatings enhance stamping & forming of stainless steels, *Metal Forming(USA)*, 33 (3), 110-112.
- Jeong, B.-Y. ve Kim, M.-H., 2001, Effects of pulse frequency and temperature on the nitride layer and surface characteristics of plasma nitrided stainless steel, *Surface and Coatings Technology*, 137 (2), 249-254.
- Kalkan, N., Düzcükoğlu, H. ve Akkuş, H., PVD Yöntemi İle TiN ve CrN/TiN Kaplanmış, Plazma Nitrasyon Kaplanmış Soğuk İş Takım Çeliğinin Aşınma Performanslarının Deneysel İncelenmesi.
- Karagöz, H., 1994, Kesici Takım Malzemelerinde PVD/CVD Tipi modern Seramik Katmanların Takım Ömrüne Etkileri, *Yüksek Lisans Tezi, Kocaeli Ün., Fen Bil. Ens., Kocaeli*.

- Kirkpatrick, C., Wagner, M., Kohler, H., Bittinger, F., Otto, M. ve Klein, C., 1997, The cell and molecular biological approach to biomaterial research: a perspective, *Journal of materials science: Materials in medicine*, 8 (3), 131-141.
- Kloppers, M., Bellucci, F. ve Latanision, R., 1992, Electronic properties and defect structure of Fe and Fe-Cr passive films, *Corrosion*, 48 (3), 229-238.
- Kohn, D. H., 1998, Metals in medical applications, *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, 3 (3), 309-316.
- König, W., Fritsch, R. ve Kammermeier, D., 1991, Physically vapor deposited coatings on tools: performance and wear phenomena, *Surface and Coatings Technology*, 49 (1), 316-324.
- Lanning, B. R. ve Wei, R., 2004, High intensity plasma ion nitriding of orthopedic materials: Part II. Microstructural analysis, *Surface and Coatings Technology*, 186 (1), 314-319.
- Laurent, T. C. ve Fraser, J., 1992, Hyaluronan, *The FASEB Journal*, 6 (7), 2397-2404.
- Lautenschlager, E. P. ve Monaghan, P., 1993, Titanium and titanium alloys as dental materials, *International dental journal*, 43 (3), 245-253.
- Leyens, C. ve Peters, M., 2003, Titanium and titanium alloys, Wiley Online Library, p.
- Li, C. ve Bell, T., 2004, Sliding wear properties of active screen plasma nitrided 316 austenitic stainless steel, *Wear*, 256 (11), 1144-1152.
- Marchev, K., Cooper, C., Blucher, J. ve Giessen, B., 1998, Conditions for the formation of a martensitic single-phase compound layer in ion-nitrided 316L austenitic stainless steel, *Surface and Coatings Technology*, 99 (3), 225-228.
- Martin, B. D., Linhardt, R. J. ve Dordick, J. S., 1998, Highly swelling hydrogels from ordered galactose-based polyacrylates, *Biomaterials*, 19 (1), 69-76.
- Massiani, Y., Medjahed, A., Gravier, P., Argeme, L. ve Fedrizzi, L., 1990, Electrochemical study of titanium nitride films obtained by reactive sputtering, *Thin Solid Films*, 191 (2), 305-316.
- Massiani, Y., Gravier, P., Crousier, J., Fedrizzi, L., Dapor, M., Micheli, V. ve Roux, L., 1992, Effects of ion beam implantation on the corrosion behaviour of TiN-coated Ti-6Al-4V alloy, *Surface and Coatings Technology*, 52 (2), 159-167.
- Menthe, E., Rie, K.-T., Schultze, J. ve Simson, S., 1995, Structure and properties of plasma-nitrided stainless steel, *Surface and Coatings Technology*, 74, 412-416.
- Meyer, K. ve Palmer, J. W., 1934, The polysaccharide of the vitreous humor, *Journal of Biological Chemistry*, 107 (3), 629-634.
- Mishra, S., Nayak, B., Mohanty, B. ve Mills, B., 2003, Surface nitriding of titanium in arc plasma, *Journal of materials processing technology*, 132 (1), 143-148.
- Molinari, A., Straffelini, G., Tesi, B., Bacci, T. ve Pradelli, G., 1997, Effects of load and sliding speed on the tribological behaviour of Ti-6Al-4V plasma nitrided different temperatures, *Wear*, 203, 447-454.
- Niinomi, M., 1998, Mechanical properties of biomedical titanium alloys, *Materials Science and Engineering: A*, 243 (1), 231-236.
- Odabaş, D., 1996, Ötektoidaltı çeliklerin iki cisimli kuru abrasiv aşınmasında Karbon oranı ve sürtünme şartlarının sürtünme katsayısı ve yüzey pürüzlülüğüne olan etkilerinin deneysel araştırılması, *Uluslararası Makina Tasarım ve İmalat Kongresi*, ODTÜ, Ankara.
- Oliver, W., Hutchings, R. ve Pethica, J., 1984, The wear behavior of nitrogen-implanted metals, *Metallurgical Transactions A*, 15 (12), 2221-2229.
- Onaran, K., 2012, Malzeme bilimi, Bilim Teknik Yayınevi, p.

- Onarheim, H., Missavage, A. E., Gunther, R. A., Kramer, G. C., Reed, R. K. ve Laurent, T. C., 1991, Marked increase of plasma hyaluronan after major thermal injury and infusion therapy, *Journal of Surgical Research*, 50 (3), 259-265.
- Öncel, S., 1999, Katodik Ark PVD Yönteminde Azot Akışının Kaplama Özelliklerine Etkisi, *Lisans Tezi, İTÜ Kimya-Metalurji Fakültesi, İstanbul*.
- Özcan, A., 1997, PVD kaplamaların sert metallere uygulanması, *Kocaeli Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, Kocaeli*.
- PalDey, S. ve Deevi, S., 2003, Single layer and multilayer wear resistant coatings of (Ti, Al) N: a review, *Materials Science and Engineering: A*, 342 (1), 58-79.
- Park, J. ve Lakes, R. S., 2007, Biomaterials: an introduction, Springer Science & Business Media, p.
- Pasinli, A., 2004, Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler, *Makine teknolojileri elektronik dergisi*, 4, 25-34.
- Peyron, J. G., 1993, A new approach to the treatment of osteoarthritis: viscosupplementation, *Osteoarthritis and Cartilage*, 1 (2), 85-87.
- Prengel, H., Jindal, P., Wendt, K., Santhanam, A., Hegde, P. ve Penich, R., 2001, A new class of high performance PVD coatings for carbide cutting tools, *Surface and Coatings Technology*, 139 (1), 25-34.
- Puchi-Cabrera, E., Matinez, F., Herrera, I., Berríos, J., Dixit, S. ve Bhat, D., 2004, On the fatigue behavior of an AISI 316L stainless steel coated with a PVD TiN deposit, *Surface and Coatings Technology*, 182 (2), 276-286.
- Rahman, M., Reid, I., Duggan, P., Dowling, D., Hughes, G. ve Hashmi, M., 2007, Structural and tribological properties of the plasma nitrided Ti-alloy biomaterials: Influence of the treatment temperature, *Surface and Coatings Technology*, 201 (9), 4865-4872.
- Ranea, C., 2002, Wear resistance of thin coatings based on titanium, *International Conference on Tribology, Kayseri*, 15-18.
- Reichelt, K. ve Jiang, X., 1990, The preparation of thin films by physical vapour deposition methods, *Thin Solid Films*, 191 (1), 91-126.
- Rodriguez, R., 1994, The Sprint Database of Ion Implantation Centers, European Community Programme for Innovation and Technology Transfer.
- Rossi, S., Fedrizzi, L., Bacci, T. ve Pradelli, G., 2003, Corrosion behaviour of glow discharge nitrided titanium alloys, *Corrosion science*, 45 (3), 511-529.
- Samandi, M., Shedden, B., Smith, D., Collins, G., Hutchings, R. ve Tendys, J., 1993, Microstructure, corrosion and tribological behaviour of plasma immersion ion-implanted austenitic stainless steel, *Surface and Coatings Technology*, 59 (1), 261-266.
- Sarıtaş, 2004, Paslanmaz Çelik Yassı Mamüller, p.
- Saruki, K., Hotta, S., Fujita, H. ve Arai, T., 1989, Fatigue strength of steels with thin hard coating, *Thin Solid Films*, 181 (1), 383-395.
- Scoles, G., 1988, Atomic and molecular beam methods, Oxford university press New York, p.
- Scott, J. E., 1992, The chemical morphology of the vitreous, *Eye*, 6 (6), 553-555.
- Sert, H., 1997, PVD ile TiN Kaplanmış Alüminyum Ekstürüzyon Kalıplarının Yüzey Özellikleri ve Aşınma Performanslarının Deneysel İncelenmesi, *Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri*, 1-47.
- Sert, H., Karamış, B., 1993, PVD ve CVD yöntemleriyle yüzey kaplama ve kaplama özellikleri, *5.Denizli Malzeme Sempozyumu, Pamukkale Ün., Denizli.*, 572-575.

- Sert, H., Meriç, C. , 1992, Aşınan metallerin hayata kazandırılmasında yeni bir yöntem; çelik toz püskürtme mekanik testleri, 5. *Ulusal Makine Tasarımı ve İmalat Kongresi, ODTÜ, Ankara.*
- Shibata, H., Tokaji, K., Ogawa, T. ve Hori, C., 1994, The effect of gas nitriding on fatigue behaviour in titanium alloys, *International journal of fatigue*, 16 (6), 370-376.
- Singh, V., Marchev, K., Cooper, C. ve Meletis, E., 2002, Intensified plasma-assisted nitriding of AISI 316L stainless steel, *Surface and Coatings Technology*, 160 (2), 249-258.
- Sun, Y. ve Bell, T., 1998, Sliding wear characteristics of low temperature plasma nitrided 316 austenitic stainless steel, *Wear*, 218 (1), 34-42.
- Tammi, M. I., Day, A. J. ve Turley, E. A., 2002, Hyaluronan and homeostasis: a balancing act, *Journal of Biological Chemistry*, 277 (7), 4581-4584.
- Tas, A. C., 2000, Synthesis of biomimetic Ca-hydroxyapatite powders at 37 C in synthetic body fluids, *Biomaterials*, 21 (14), 1429-1438.
- Tokaji, K., Ogawa, T. ve Shibata, H., 1994, The effect of gas nitriding on fatigue behaviour in pure titanium, *International journal of fatigue*, 16 (5), 331-336.
- Tokmanoğlu, K., 1992, FBB-ARK Teknik ile yapılan kaplamaların özellikleri ve üretim üzerindeki katkıları, *Makina ve Metal Teknolojisi*, 36-39.
- Toprak, H., 2002, Borlanmış Ve Pvd Yöntemiyle Tin Kaplanmış Kgdd Kam Milleri İle Kaplamasız Ve Sertleştirilmiş Çelik Dövme Kam Millerinin Çalışma Performanslarının İncelenmesi, *G.Ü. Fen Bilinear Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.*
- Tönshoff, H., Karpuschewski, B., Mohlfeld, A. ve Seegers, H., 1998, Influence of stress distribution on adhesion strength of sputtered hard coatings, *Thin Solid Films*, 332 (1), 146-150.
- Türküz, M. C., 1997, Ark PVD yöntemiyle TiN kaplanmış kesici takımların karakterizasyonu ve performanslarının incelenmesi.
- Venugopalan, R., George, M. A., Weimer, J. J. ve Lucas, L. C., 1999, Surface topography, corrosion and microhardness of nitrogen-diffusion-hardened titanium alloy, *Biomaterials*, 20 (18), 1709-1716.
- Waddell, D. D. ve Bricker, D. C., 2007, Total knee replacement delayed with Hylan GF 20 use in patients with grade IV osteoarthritis, *Journal of managed care pharmacy*, 13 (2), 113-121.
- Wang, R. R. ve Fenton, A., 1996, Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature, *Quintessence International*, 27 (6).
- Wei, R., Booker, T., Rincon, C. ve Arps, J., 2004, High-intensity plasma ion nitriding of orthopedic materials: Part I. Tribological study, *Surface and Coatings Technology*, 186 (1), 305-313.
- Weigel, P. H., Hascall, V. C. ve Tammi, M., 1997, Hyaluronan synthases, *Journal of Biological Chemistry*, 272 (22), 13997-14000.
- Williamson, D., Ozturk, O., Wei, R. ve Wilbur, P., 1994, Metastable phase formation and enhanced diffusion in fcc alloys under high dose, high flux nitrogen implantation at high and low ion energies, *Surface and Coatings Technology*, 65 (1-3), 15-23.
- www.pvd-coatings.co.uk/theory-of-pvd-coatings-arc-evaporation.htm
- Yalçın, B. ve Varol, R., 2009, Sinterlenmiş Titanyum Alaşımlarının Aşınma Performansı ve Bazı Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesi, *Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 24 (1).

- Yi, Z., Xiao, Z., Ma, F., Zhang, T. ve Li, Y., 2000, Wear resistance properties of stainless steel modified with co-implantation of V+ C, *Surface and Coatings Technology*, 128, 186-191.
- Zhao, Q., Zhai, G.-J., Ng, D., Zhang, X.-Z. ve Chen, Z.-Q., 1999, Surface modification of Al₂O₃ bioceramic by NH₄⁺ ion implantation, *Biomaterials*, 20 (6), 595-599.
- Zhecheva, A., Sha, W., Malinov, S. ve Long, A., 2005, Enhancing the microstructure and properties of titanium alloys through nitriding and other surface engineering methods, *Surface and Coatings Technology*, 200 (7), 2192-2207.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Tahsin KAMIŞ
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : Van/10.06.1981
Telefon : 05439156721
Faks :
e-mail : taha65042@gmail.com

EĞİTİM

Derece	Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: Van Teknik Lisesi, İpekyolu, Van	2000
Üniversite	: Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2005
Yüksek Lisans	:	
Doktora	:	

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2005-2014	Teknik Isıl İşlem Ltd. Şti.	Üretim Planlama
2014-	Çumra Mesleki Eğitim Merkezi	Otomotiv Öğretmeni

UZMANLIK ALANI

Motorlu Araçlar Teknolojisi

YABANCI DİLLER

İngilizce

BELİRTMEK İSTEĞİNİZ DİĞER ÖZELLİKLER

Evli, iki çocuk babası.

YAYINLAR