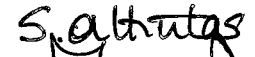
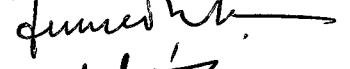
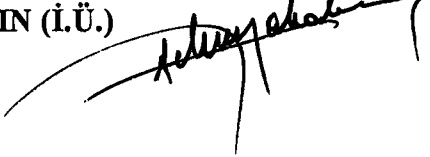


75095

**OSTENİTİK PASLANMAZ ÇELİK ORTOPEDİK İMPLANTLARIN İYON
NİTRÜRLEMEYLE YORULMA DAYANIMLARININ ARTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ
Mak. Y. Müh. Turgut GÜLMEZ
388 D 008

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 8 Haziran 1998
Tezin Savunulduğu Tarih : 4 Aralık 1998

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Mehmet ÇAPA 
Diğer Jüri Üyeleri Prof. Dr. Ahmet ARAN (İ.T.Ü.) 
Prof. Dr. Sabri ALTINTAŞ (B.Ü.) 
Prof. Dr. Tuncer TOPRAK (İ.T.Ü.) 
Prof. Dr. Yılmaz AKALIN (İ.Ü.) 

ARALIK 1998

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
KISALTMALAR	iv
TABLO LİSTESİ	v
ŞEKİL LİSTESİ	vi
SEMBOL LİSTESİ	vii
ÖZET	viii
SUMMARY	ix
1. GİRİŞ	1
2. KIRIK KEMİKLERİN İNTERNAL TESBİTİ	4
2.1 Kırık Tanımı	4
2.2 Kırık Tedavisi	4
2.3 Malzeme Olarak Kemik	6
2.4 Kemik Kırılması	7
2.5 Kemik İyileşmesi	7
2.6 Hareketin Kemik İyileşmesindeki Rolü	9
3. KIRIK KEMİKLERİN İYİLEŞMESİNDE KULLANILAN ORTOPEDİK İMPLANTLAR	10
3.1 Protezler	10
3.1.1 Yapay Mafsallar	10
3.1.2 İnternal Tesbit İçin İmplantlar	11
3.2 İmplantlarla İlgili Komplikasyonlar	12
3.3 İmplant Malzemeleri	13
3.4 Vücudun Biyolojik Ortamı ve Ortopedik implantların Korozyonu	16
3.4.1 Biyokimyasal Ortam	16
3.4.2 Dinamik Ortam	18
3.4.3 Dinamik ve Biyolojik Etkilerin Bileşimi	19
3.5 İnternal Tesbit Araçlarının Tasarımı	20
4. İNTERNAL TESBİT ARAÇLARININ HASARLARI	24
4.1 Mekanik ve Biyomekanik Koşullarla İlgili Hasarlar	25
4.1.1 Kemik Vidalarının Hasarları	25
4.1.2. Kemik Plaklarının Yorulma Hasarı	26
4.2 İmplant Malzemelerinin Yorulma Özellikleri	26

5. ÇELİKLERE UYGULANAN İLERİ YÜZEY İŞLEMLERİ	30
5.1 Yüzey İşlemlerinin Seçimi	32
5.2 İyon Nitrürleme	33
5.2.1 İyon nitrürlenmiş bir metal yüzeyin yapısı	34
5.2.2 Beyaz tabaka	35
5.2.3 Yayınım tabakası	36
5.2.4 İşlem parametrelerinin etkisi	37
5.3 İyon İmplantasyonu	38
5.4 İyon Nitrürleme ile Azot İyon İmplantasyonunun Karşılaştırılması	39
5.5 Kimyasal Buhar Çökeltme Yöntemi	40
5.6 Fiziksel Buhar Çökeltme Yöntemi	41
5.7 Biyomalzemelerin Yüzey İşlemleri	42
5.8 Biyomedikal Uygulamalar ve Gelişmeler	43
6. YORULMA DENEYLERİNDE YÜKLEME ŞARTLARININ SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE BELİRLENMESİ	46
6.1 Yaklaşım ve Model	47
6.2 Model Sonuçlarının Güvenilirliği	47
6.3 Sonlu Elemanlar Modeli	49
7. İYON NİTRÜRLENMİŞ INTERNAL TESBİT PLAKLARININ YORULMA DENEYLERİ	51
7.1 Deneyler	52
7.1.1 Malzemeler	52
7.1.2 İyon Nitrürleme Deneyleri	52
7.1.3 Mikro Sertlik Ölçümleri	54
7.1.4 Yorulma Deneyleri	54
7.1.5 Artık Gerilmelerin Ölçümü	56
8. DENEY SONUÇLARI VE İRDELEME	61
8.1 Sonlu Elemanlar Yöntemi Sonuçları	61
8.2 Mikrosertlik Deneylerinin Sonuçları	65
8.3 Yorulma Deneylerinin Sonuçları	68
8.4 Artık Gerilme ölçümleri Sonuçları	69
8.5 Kırık Yüzey İncelemeleri	70
KAYNAKLAR	77
ÖZGEÇMİŞ	82

KISALTMALAR

DCP	: Dinamik Sıkıştırılmalı Plak.
LC-DCP	: Enaz temas yüzeyli Dinamik Sıkıştırılmalı Plak.
S-N	: Gerilme-Ömür
TEM	: Transmisyon Elektron Mikroskopisi
Y.K.	: Yeniden Kristalleştirme
S.Ş.D.	: Soğuk Şekil Verme
PVD	: Fiziksel buhar yoğunlaştırma
CVD	: Kimyasal buhar yoğunlaştırma
CNC	: Nümerik kontrollü tezgah
HDPE	: Yüksek yoğunluklu Polietilen
FEM	: Sonlu Elemanlar Yöntemi
VSD	: Vickers Sertlik Değeri
HV	: Vickers Sertliği
YMK	: Yüzey Merkezli Kübik kafes
HMK	: Hacim Merkezli Kübik kafes

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 4.1 : 316 L paslanmaz çeliğin yeniden kristalleştirilmiş ve soğuk şekil değiştirilmiş durumdaki mekanik özellikleri.....	28
Tablo 5.1 : İşlem özellikleri açısından iyon nitrürleme ile iyon implantasyonunun karşılaştırılması.....	39
Tablo 5.2 : Tabaka özellikleri açısından iyon nitrürleme ile iyon implantasyonunun karşılaştırılması.....	40
Tablo 6.1 : Dört noktadan eğilmeye zorlanan dikdörtgen kesitli bir plakta 1000 N'luk yük altında değişik yaklaşımlarla hesaplanan en büyük çekme gerilmesi değerleri.....	48
Tablo 6.2 : Dört noktadan eğilmeye zorlanan eğrisel yüzeyli ve delikli bir plakta 1000 N'luk yük altında değişik yaklaşımlarla hesaplanan en büyük çekme gerilmesi değerleri.....	48
Tablo 6.3 : Sonlu elemanların mekanik özellikleri.....	50
Tablo 7.1 : AISI 316 L paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi.....	52
Tablo 7.2 : AISI 316 L paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri.....	52

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1 : Ortopedik internal kemik tesbit araçlarından tipik örnekler.....	20
Şekil 3.2 : İnternal tesbitte sağlanabilecek stabilitenin farklı dereceleri.....	22
Şekil 4.1 : 316L Paslanmaz Çeliğin Eğilmeli Yorulmada S-N eğrileri.....	27
Şekil 5.1 : Çeşitli yüzey işlemlerinin tipik yüzey tabakası kalınlığına göre sınıflandırılması.....	31
Şekil 6.1 : Sonlu elemanlar modeli.....	49
Şekil 7.1 : Laboratuvar tipi iyon nitrürlenme sistemi.....	53
Şekil 7.2 : Dört noktadan eğme aparatı.....	55
Şekil 7.3 : Tesbit plağı şeklinde yorulma test numunesi.....	56
Şekil 7.4 : Dört noktadan eğmeli yorulma deneyinde yükleme durumu.....	56
Şekil 7.5 : Artık gerilme ölçümünün şematik gösterimi.....	58
Şekil 7.6 : Plakta artık gerilme profili	58
Şekil 8.1 : Z yönündeki gerilme dağılımları.....	61
Şekil 8.2 : Kritik bölgede asal gerilme dağılımı.....	62
Şekil 8.3 : Kritik bölgede eşdeğer gerilme dağılımı.....	63
Şekil 8.4 : Kritik bölgede en büyük asal gerilmenin dış yükle değişimi.....	64
Şekil 8.5 : Kritik bölgede en büyük eşdeğer gerilmenin dış yükle değişimi.....	64
Şekil 8.6 : 2 saat nitrürlenmiş numunede yüzeyden içeriye mikrosertlik dağılımı.....	65
Şekil 8.7 : 8 saat nitrürlenmiş numunede yüzeyden içeriye mikrosertlik dağılımı.....	66
Şekil 8.8 : 16 saat nitrürlenmiş numunede yüzeyden içeriye mikrosertlik dağılımı	66
Şekil 8.9 : Nitürasyon tabakası kalınlığının işlem süresiyle değişimi.....	67
Şekil 8.10: Nitrürlenmiş AISI 316 L paslanmaz çeliğin mikro yapısı.....	67
Şekil 8.11 : İyon Nitrürlenmiş ve Nitrürlenmemiş Kemik Tesbit Numunelerinin Gerilme-Yorulma Ömrü Diyagramı.....	68
Şekil 8.12 : Artık gerilmelerin nitrürlenme süresiyle değişimi.....	70
Şekil 8.13 : 16 saat nitrürlenmiş ve yorulmuş bir numunenin kırık yüzeyi	70
Şekil 8.14 : Şekil 8.13 deki numunede sünek çatlak ilerleme bölgesi.....	71
Şekil 8.15 : 8 saat nitrürlenmiş ve yorulmuş bir numunenin kırık yüzeyi.....	71
Şekil 8.16 : Nitrürlenmemiş ve yorulmuş bir numunenin kırık yüzeyi.....	72
Şekil 8.17 : $N=10^6$ çevrim için uygulanan maksimum eğme gerilmelerinin tabaka kalınlığına bağlı olarak değişimi.	74
Şekil 8.18 : Şekil 8.13 deki numunenin çatlak başlangıcı olan bölgesinde sertlik profili ve sertlik ölçülen bölgenin şematik gösterimi.....	73

SEMBOL LİSTESİ

$\sigma_{\text{ç}}$	: Çekme Dayanımı
σ_A	: Akma Dayanımı
σ_{y0}	: Yorulma sınırı
$\sigma_{0.2}$	: Teknik Akma sınırı
σ_0	: Yüzeydeki Gerilme
$\sigma(z)$	: Plaktaki Artık Gerilme Profili
σ_{max}	: En yüksek Gerilme
ε_m	: Ölçülen birim şekil değiştirme
ε_k	: Yüzde kopma uzaması
ν	: Poisson oranı
E	: Elastisite Modülü
d	: Kalınlık
δ	: Kaldırılan tabaka kalınlığı
γ'	: Fe_4N şeklindeki nitrür fazı
ε	: Fe_{2-3}N şeklindeki nitrür fazı
α''	: Fe_{16}N_2 şeklindeki nitrür fazı
t	: Süre

OSTENİTİK PASLANMAZ ÇELİK ORTOPEDİK İMPLANTLARIN İYON NİTRÜRLEMEYİLE YORULMA DAYANIMLARININ ARTIRILMASI

ÖZET

Soğuk şekil değiştirmiş, AISI 316L ostenitik paslanmaz çelikler yıllardır, çeşitli dizaynlarla internal tesbit araçlarının yapımında başarıyla kullanılmaktadır. Metalik cerrahi implant malzemeleri insan vücudunun ılık ve tuzlu ortamında korozyona maruz kalırlar. Kırık kemiklerin tesbitinde kullanılan ortopedik kemik tesbit plakları, invivo koşullarda değişken ve bileşik eksenel, eğme ve burulma şeklindeki yüklere maruz kalırlar ve buna bağlı olarak istenmeyen implant hasarları oluşabilmektedir. Yorulma, implant hasarları içinde en sık karşılaşılan hasar türüdür. Korozyon gibi yorulma hasarı da malzeme yüzeyinden ya da yüzeyle ilgili olaylardan kaynaklandığından, ortopedik implantların yüzeylerinin ileri yüzey işlemleri kullanılarak modifiye edilmesi ile implant hasarlarının azaltılabileceği açıktır.

Son yıllarda, paslanmaz çeliklerin iyon nitrürleme ile yüzeylerinin sertleştiril-mesi giderek artan bir önem kazanmakta ve bu işlemten sonra malzemenin yorulma, aşınma ve korozyona karşı direncinin birlikte artırılması umulmaktadır. Bazı çalışmalarda belli işlem koşulları altında yapılan iyon nitrürleme ile bunun mümkün olabileceği gösterilmiştir.

Bu çalışmada iyon nitrürleme ostenitik paslanmaz çelikten cerrahi implant malzemelerine uygulanarak, yorulma dayanımlarında önemli artış yapılabileceğinin gösterilmesi amaçlanmıştır. Sonlu elemanlar yöntemiyle plakta oluşan gerilme ve şekil değişimleri belirlenmiştir. İyon nitrürlemeden sonra yapılan yorulma deneylerinde, pratikte tesbit plaklarının çoğunlukla hasara uğradığı, uzun ömürlü yorulma koşulları altında, yorulma ömrünün en az 10 kat artırılabilirdiği, iyon nitrürleme ile ostenitik paslanmaz çelikten imal edilen kemik tesbit plaklarının yorulma dayanımlarının %60 oranında artırılabilirdiği görülmüştür.

FATIGUE LIFE ENHANCEMENT IN 316L ORTHOPAEDIC IMPLANT DEVICES BY ION NITRIDING

SUMMARY

A “biomaterial” has been defined as any substance or combination of substances, syntetic or natural in origin, that can be used for any period of time, as a whole or as a part of a system that treats augments or replaces any tissue, organ or function of the body. Biomaterials may be utilized in variety of ways with in the skeletomuscular system. In particular, biomaterials have been used in artificial joints bone bonding, fracture fixation, percutaneous leads, catheters, absorbable sutures, dental materials and so. The mechanical requirement of artroplasty most often call for the use of stainless steel and a variety of alloys, including nickel, cobalt and titanium. Ceramic and same plastic materials have also been used in certain bone and joint replacement.

Orthopaedic implants are artificial mechanical devices that are mounted to the skeletal system of the human body for various purposes, such as supporting bones, replacing bones or joints and reattaching tendons or ligaments. The implant devices are unique in that they exposed to living cells, tissues and biological fluids, which are not only dynamic but also a hostile environment. These surgical implants are usually made of one of the three major types of metallic materials: austenitic stainless steel, cobalt-chromium alloys or titanium and its alloys. The design of the implant is dictated by the anotomy and physilogy of the skeletal structures of the human body.

Every fracture of a bone in human skeletal systems leads to a complex tissue injury involving bone and surrounding soft tissues. Immediately after the fracture and during the repair phase, local circulatory disturbances and manifestations of local inflammation, as well as pain and reflex immobilization have been observed. These factors, lead to so called fracture disease. For healing of fracture disease, which usually depends on the types of the failures of bones, immediately precise anotomical reduction (the complete matching of fracture surfaces) of bone parts is required. And this can be performed by applying the internal or external fixation techniques or joint replacement. Osteosynthesis of suitable closed fractures of superficially located bones might be performed by transcutaneous stapling or direct bone stapling after small skin incisions by applications of high-strength steel staples. Depending on their function the implants are considered under two main categories, such as prostheses and fracture fixation implants. Internal fixation implants are preferred to provide temporary stabilization for closed fractures, whereas the prosthetic devices serve as joint replacement for a life time.

The stability of a fixed fracture which can be described by the degree of immobility of fracture fragments determines most of the biological reactions during the processes of healing. This defines perfect matching and complete absence of relative displacements between compressed fracture surfaces. Stable fixation of adapted fragments restores the structural continuity by the recovery of the load-bearing capacity of the fractured bone. Therefore, the load is carried by implants in recovery phase. The studies on the measurement of bending load exerted on internal fixation plates have pointed out the importance of stability in protecting implants. One of the most important advantages of internal fixation technique by using bone plates and screws, is that it permits early load bearing. Although the dynamic forces, which occur particularly in the femoral or tibial shafts during ambulation, it is possible to estimate of these forces from the force transduced across the knee and hip joints. Studies about the analysis of biomechanical response of human body in locomotion (Gait Analysis) have shown that the forces may reach 1.2 to 4 times the weight of body in sinusoidal manner. It was estimated that the implants would undergo one to three million cycles of loading during one year period. Thus, internal fixation implant devices are subjected to high magnitudes of cyclic loading during the period of fracture healing. In the presence of cyclic loading, shearing forces and corrosive body fluids, the fatigue failures of standart bone plates and screws should be expected dominantly.

In spite of recent innovative metallurgical and technological inventions and remarkable progress in the design of implants, the failure of implants still occur. The failure modes have been reported in the literature by “fatigue”, “corrosion” or “wear” and other failure mechanisms. Improper selection and unusual positioning implants promote to premature failure.

Many investigators have suggested the application of surface treatments to improve the wear and fatigue resistance of the metallic implant materials. For example which are titanium alloys for prosthesis applications are generally treated based on producing nitrogen compounds on the surfaces of the implants by coating with TiN, ion nitriding and nitrogen ion implantation.

It is well known that thermochemical treatments improve fatigue strength in the high cycle region owing to the production of a case hardened layer on the surface of the materials. The produced external layer is characterized by high strength and hardness with a relatively brittle behavior and consisting compressive residual stresses while the core remains softer and rather ductile. Improvement of the mechanical properties depends upon a great variety of metallurgical and mechanical considerations. When a thermochemical treatment is applied to a metallic material, the chemical composition of the surface layer will be altered besides the transformation kinetics and tempering response. Therefore there are different regions of the resulting composite structure, leading to a core and case, having different microstructures and respectively different responses to deformations. The improvement is based on the effective fatigue strength, which is actually determined by considering the strength increase due both to the residual stress distribution and the hardness of the external layer. Referring the gradient of the effective fatigue strength and considering the applied stress profile in bending it is possible to predict where the cracks initiate.

This approach is utilized under the circumstances of a stress gradient is present in bending. The cracks may start on surface of the external layer when there are sharp notches and application of very high stresses, or in the subsurface regions when the specimen are smooth or slightly notched.

Nitriding treatments of steels are based on the penetration of nitrogen into the surface and the formation of iron and other metal nitrides. The nitrided surface is hard and resistant to wear and fatigue. There are three methods of carrying out nitrogen penetration in to a metal:

- i) Low energy method, by means of liquid or gas nitriding.
- ii) Medium energy method, by means of ion nitriding,
- iii) High energy method, by means of ion implantation.

Ion nitriding which is also called “Glow Discharge” or “Plasma Nitriding” is relatively new method. There are many advantages of ion nitriding such as shorter exposure time, lower process temperature, minimum distortions, cleanliness, low energy usage and no environmental pollution. Another advantage of the method is that the thickness of the diffusion zone and white layer with their microstructure and composition can be controlled by the parameters of the treatment such as the composition, pressure and flow rate of the gas as well as temperature, voltage and current. A diffusion zone without a compound (white) layer can be maintained by appropriate choice of process parameters.

Ion nitriding is a glow discharge process that has been applied commercially for about two decades to increase surface hardening and improve wear and fatigue resistance of steel. Nitriding of austenitic stainless steels is one of great interests because an increase in surface hardness could greatly expand the field of applications for this class of materials. However austenitic stainless steels are considered difficult to nitride because of their high activation energy for diffusion of nitrogen in austenite and the presence of strong surface oxide film, which hinders the nitrogen diffusion through the lattice. In ion nitriding, surface of the material is continuously subjected to highly energetic particle flux, which may effectively removes oxide film by way of sputtering and promotes nitrogen diffusion while reducing nitride nucleation and formation energy barriers. The mechanism of ion nitriding can be explained with two approaches. The first model assumes the formation of high iron nitrides FeN and Fe_2N in the plasma, as a result of the reaction between active nitrogen ions and sputtered iron atoms. After condensation on the surface of cathode, these nitrides are decomposed to lower iron nitrides and release free nitrogen that diffuses into the substrate. The second model proposes that ionic bombardment introduces vacancies and vacancy clusters on the metal surface and therefore increases the diffusion of nitrogen.

This study aims to investigate the effect of ion nitriding on fatigue behaviour of orthopaedic bone plates made from AISI 316L stainless steel. Cold rolled AISI 316L steel was selected as the test material, since it is being used extensively in manufacturing of most orthopaedic fixation implants. Ion nitriding was carried out by using a laboratory type 2kW Direct Current ion nitriding unit and the parameters of nitriding of 316L stainless steel were determined by the results of extensive pilot experiments.

Mechanically polished and degreased specimens were put into the nitriding chamber and then chamber was evacuated to below than 1 Torr. Then, high purity H_2 was allowed to flow into chamber, and the specimens were heated up by only hydrogen glow discharge. The temperature was monitored by using a thermocouple placed at the bottom of the cathode plate. Ion nitriding was performed in a gas mixture of N_2 and H_2 with the ratio of 1 to 4 and a flow rate of $250\text{ cm}^3\text{ min}^{-1}$. During the nitriding process pressure was kept constant at 10 torr and the temperature of the specimens was 475°C for the periods of 1, 2, 8, 16 hours respectively. The specimens then were cooled to room temperature before they were taken out of the vacuum chamber.

Vickers microhardness measurements were used in the determination of ion nitrided case depth in which 50grf load was used as test load. The optical microscopy of ion nitrided and as received conditions of surfaces were also examined.

Residual stresses were determined on the specimens having the same geometry of the fatigue specimens. The experimental technique consists of the progressive removal of thin layers of metal by careful machining. Strain gages were attached on one of the surfaces of nitrided samples treated in same condition as fatigue specimens before machining. Removal of each layer of metal from outside adjacent surface of the strip results in bending of the strip. The removal of layer results in a release of stress and a bending moment which is revealed by a lengthening and bending of the remaining portion. The strains were monitored by strain gages until the strain values remained constant. Residual stresses in nitrided cases were also determined by using strain gage technique. It was found that the residual stresses were in range of 250-550 MPa depending on case depth and compressive in character on the surface of the specimens.

Fatigue tests were performed on a mechanical testing system by using a four point bending test apparatus. Sinusoidal wave form for tensile bending stress was selected in pulsating type of stress cycling, in which the mean stress and alternating stress are equal to each other, while the minimum stress is slightly above zero in tension side. Thus, maximum tensile bending stress is the controlling parameter for fatigue life curves. The fatigue tests were conducted by using five different maximum nominal tensile bending stress levels from 800 to 1325 MPa while the frequency of cyclic loading was maintained at 10 Hz. throughout all tests. A standart fixation plate with six hole type implant having only one hole at the centre was being selected as the test specimen. In each test, the cyclic loading was interrupted for each 0.1 mm fatigue crack growth was observed at the surfaces of critical zone.

Since the stress state in the critical cross section of the hole located in the middle of test specimen is quite complicated, it was attempted to use Finite Elements Method to predict the stress distribution. The stress distribution was determined in ANSYSTM FEM program by constructing a special mesh model suitable for the case investigated.

Scanning electron microscopy were also utilized to examine the fracture morphology of surfaces of the specimens for both ion-nitrided and as received conditions.

The principal conclusions which have been extracted from the study can be outlined as follows:

- a) It was observed that there was no softening effect of ion nitriding process on the hardness of test material which have been cold drawn in as received condition with the hardness of 300 VHN.
- b) Austenitic stainless steels can be ion nitrided satisfactorily reaching the surface hardness of 1200 VHN and case depth of 150 μm .
- c) The exposure time—case depth relationship of ion nitrided AISI 316L steel is in consistent with the previous results cited in the literature.
- d) Depending on the depth of case, it was observed that there was a possibility to produce compressive residual stresses on the surface of implants in range of 250 to 550 MPa. The thicker case produces lower residual stress.
- e) In nitrided samples the fatigue cracks were initiated just below the case and propagated to both surface and neutral plane of the specimens
- f) Since the strength of AISI 316L stainless steel is lower than the applied stresses in fatigue loading there is some amount of plastic deformation in the regions very adjacent to the nitrided case, which also acts as the origins of fatigue cracks.
- g) The fatigue life of implants were enhanced definitely by the application of proper ion nitriding, and the fatigue life was increased 3 to 10 times depending on the level of nominal stress of cyclic loading.

1. GİRİŞ

Malzeme bilimi alanında ileri ve yapısal olarak yeni malzemeler üretmek için yeni teknolojilerin geliştirilmesi konusu hızlı ve sürekli değişikliklerin olduğu bir konudur. Özellikle mikro–elektronik, fiber-optik ve düşük sıcaklık malzemeleri konusunda gittikçe artan bir eğilimle yapılan araştırmalar gelişmekte olup bu endüstrilerde malzeme bilimi ile ilgili iş alanları hızla artmaktadır. Bir diğer alan ise sözkonusu ileri teknolojilerle üretilen ileri teknoloji malzemelerinin medikal mühendislik alanında uygulamalarıdır. Bu alandaki bir çok farklı alanlar içinde örneğin bir embrionik endüstri bir kaç yıldır vardır ve bu alanda tamamıyla yeni fikirler uygulamalar yaratılmıştır. Her geçen gün malzeme bilimine yeni ufuklar açılmaktadır. Medikal mühendislik endüstrisi ve özellikle bozulan insan vücudunun yeniden düzgünleştirilmesi için kullanılan biyomalzemelerle ilgili bölümü günümüzde önemli bir değişim periyodundan geçmektedir. Çok kompleks fonksiyonlu sofistike gibi görünen aletler ama fonksiyon açısından oldukça basit sayılabilecek değişimler geçirerek, günden güne başarılı olanlar görece kısa listeye eklenmektedir (kalça protezi, kalp kapakçıkları gibi)[1].

Örneğin vucuda takılabilen mikroprosesör kontrollü infüzyon pompaları ile belirli bir süre içinde sabit hızda, insülin veya morfin gibi ilaçların kontrollü salınması sağlanmakta elektriksel olarak aktif uyarıcılar yardımıyla sinir ve kemik dokuları etkilenebilmekte, implante edilebilir biyosensörler ile vücut fonksiyonları ve süreçlerindeki değişimler saptanmakta, vücut içinde kendiliğinden çözünebilen implant malzemeleri geliştirilmeye çalışılmaktadır[2].

Biyomalzeme terimi medikal mühendislik alanında kullanılan malzemeleri sınıflandırmak için türetilmiştir. Genel kabul görmüş anlamı açısından biyomalzeme, biyolojik sistemlerle etkileşim içinde olması gerekli olan medikal cihazlarda kullanılan ve canlı

olmayan malzemelerdir. Tüm malzemeler için sözkonusu olan alt sınıflandırma biyomalzemeler içinde geçerli olacaktır. Zira metal ve alaşımlar polimerler ve elastomerler, seramik ve camlar fiber ve kompozitler ve doğal malzemelerle diğer sentetik malzemelerden biyomalzeme yapılmaktadır. Yukarıda verilen tanımlamanın en önemli parçası biyolojik sistemlerle etkileşimdir. Bunun anlamı malzemenin uzunca bir süre yaşayan sistemle temas halinde olacağı ve bu esnada bazı önemli etkileşimlerin oluşabileceğidir. Hangi uygulamada yada hangi malzeme olursa olsun bu etkileşimlerin yaşayan sistem açısından makul, kabul edilebilir ve uygun olması beklenmelidir. Burada temel gereklilik, malzeme ve vucut dokuları birbirlerine istenmeyen uygunsuz etkiler yapmadan bir arada bulunabilmeleridir. Bu karşılıklı uyumlu birliktelikle ilgili olaya kısaca biyouyumluluk (biocompatibility) denmektedir ve bir malzemenin özel bir uygulama için ne kadar uygun olduğunu tanımlar. İmplant malzemesi olarak kullanılabilecek biyomalzeme seçiminde en belirleyici unsurun söz konusu biyouyumluluk varsayımları olacağı açıktır. Burada önemli bir konu biyouyumluluk tanımından hiç bir etkileşimin olmaması gerekliliği anlaşılmamalı, kabul edilebilir bir etkileşim kastedildiği unutulmamalıdır[3,4].

İskelet sisteminin düzgünleştirici ameliyatlarında kullanılan ortopedik implantlar için uygun alaşımların geliştirilmesi çalışmaları ilginç tarihsel bir perspektif sunar. William ve Roaf'ın belirttiği üzere yüzyılın başında ilk kırık plağının implante edilebilir alet geniş ölçüde olarak kullanılmaya başlanmasıyla ortopedi klinik bir disiplin olarak görülmeye başlandı[1]. İlk başlarda malzeme seçimi çok gözü kapalı bir biçimde yapıldı. İlk seçimler nikel kaplı çelik, yüksek karbonlu çelik ve vanadyumlu çelik gibi malzemelerdi. Giderek daha geniş uygulama alanı bulan internal fiksasyonda kullanılmak üzere daha iyi malzemelere olan gereksinim ve implant cerrahisinin kemik ve mafsallara transplantasyonlarına doğru genişlemesi ve diğer endüstrilerdeki gelişmeler aynı zamana tekabül etti ve sonunda 1950' lerde ortopedik implant üreticileri birkaç yıl gibi oldukça kısa bir sürede alaşım sistemleri içinden bazılarının istenen özelliklere sahip olanlarını değerlendirdiler ve paslanmaz çelik, kobalt bazlı alaşımlar ve titanyum implant malzemesi olarak geniş kabul gördü. Daha sonraki 50 yılda ilginçtir ki daha iyi yada yakın özelliklere sahip başka alaşımlar ortaya çıkmamıştır. Sadece bileşimle, ısı işlemleri ve imalat teknolojisiyle ilgili iyileştirmelerle yetinilmiştir [1,5].

Günümüz için ortopedik implantların malzeme özellikleri açısından tamamıyla doyurucu olduğu söylenemez. Oldukça sık implant hasarları oluşmakta ve çok çeşitli ilginç iyileştirme çalışmaları devam etmektedir.

Günümüzde geleceğin implant malzemeleri olarak ostenitik paslanmaz çelikler ile Ti alaşımlarının modifiye edilmiş durumları üzerine klinik çalışmalar devam etmektedir[6].



2. KIRIK KEMİKLERİN İNTERNAL TESBİTİ

2.1 Kırık Tanımı

Travma ve diğer nedenlerle, kemiğin anatomik bütünlüğünün bozulmasına kırık denir. Kemik sürekliliğindeki bozulma, basit bir çatlaktan, çok parçalı kırıklara kadar değişik şekillerde oluşabilir. Her kırık olayı hem kemikte hem de onu çevreleyen yumuşak dokularda yaralanmalara neden olur. Kırılmanın hemen sonrasında ve onarım aşamasında dolaşım bozukluğu, yerel enfeksiyon gelişimi, ağrı ve reflekslerde düzensizlik görülür. Kırılma ile birlikte mafsalları ve kasların işlevlerini yitirmelerinin sonucu olarak ortaya çıkan bu üç faktörlü (dolaşım bozukluğu, inflamasyon ve ağrı) tabloya kırık hastalığı denir. Kırık hastalığı, iki belirgin patojenik semptom meydana getirir. Bunlar şiddetli ağrı ve kemik-kas kompleksinin hareket sırasında oluşan değişken yüklere fizyolojik olarak cevap verememesidir. Alt uzuvlarda yük taşıma kabiliyetinde azalma, üst uzuvlarda ise normal kas kuvvetlerinin kaybı söz konusudur. Kırık hastalığı, klinik olarak kronik ödem, yumuşak doku zayıflaması ya da ileri düzeyde kemik erimesine neden olur. Bu süreçler kasların kemiğe fizyolojik olmayan yerlerden tutunması veya civardaki mafsalların tutulmasıyla sonuçlanabilir. Bunlar, tamamen gelişecek olursa genellikle uzun süreli fizyoterapilerle dahi tam anlamıyla düzeltilemeyen bozukluklar oluşur. En iyi durumda hasta aylarca ya da haftalarca işinden olur ya da sıkça olduğu gibi kısmi veya tamamen sakat kalabilir[4,5,7].

2.2 Kırık Tedavisi

Kırık tedavisinin 4 ana prensibi vardır:

1. Anatomik redüksiyon: Kırık parçaların ve özellikle mafsalları içi kırık yüzeylerin orijinal konumlarına getirilmesi.

2. Stabil internal tesbit: Yerel biyomekanik ihtiyaçları tamamen karşılayacak şekilde en uygun tesbit şekli.
3. Travmasız cerrahi teknik: Operasyon sırasında gerek kemik, gerekse yumuşak dokularda dolaşımı bozacak travma yaratmamak.
4. Erken ağrısız hareketlendirme: Kırık hastalığı gelişmesini önlemek amacıyla kırık bölgesi ve civarındaki kasların ve mafsalların hareketinin sağlanması.

Bunlardan ilki olan anatomik redüksiyon, özellikle mafsal içi kırıklarda mafsalin yeniden eski fonksiyonunu tam olarak kazanabilmesi açısından önemlidir. Bunun yanında diafiz kırıklarında ise kemiğin boyunda kısalma, çarpık kaynama ya da açılı kaynama olmaması için gereklidir. Yani kemiğin boyunda değişme sağlamayacak, eksen kaçıklığı yaratmayacak ve kemik parçalarının birbirlerine göre uzun kemik eksenini etrafında göreceli dönme oluşturmayacak şekilde tesbitini öngörür[7].

Geleneksel plaklarla yapılan tesbitlerde ortaya çıkan bazı komplikasyonların giderilmesine yönelik yeni plak tipleri geliştirilmiştir. Rijit plakla tesbit uygulamasında kemiğe gelen gerilmelerin plak tarafından fazla miktarda alınması kemikte zayıf yapılanma (osteoporosis) oluşturduğu, bunu önlemek için daha esnek plakların kullanılması gerektiği öngörülmüştür. Ancak bu varsayımın pek doğru olmadığı, esnek plak kullanımında kemik zayıflamasının azalmadığının görülmesiyle anlaşılmış, kemikteki bu zayıflamanın plağın kemiğe sıkı bir biçimde bastırılması ve plağın hemen altındaki bölgede kemikteki kan dolaşımının (kandamarlarının sıkışmasıyla) bozulması sonucu olduğu anlaşılmıştır. Yeni tip plaklardan olan minimum temas yüzeyli kendinden sıkıştırmalı kemik plaklarında (LC-DCP) kemiğe temas eden plak alt yüzey alanı azaltılarak, bu durum giderilmeye çalışılmıştır. Diğer başarılı plak uygulamaları, kırık alanında kemik yüzeyine temas etmeyen köprü plaklar ile kemiğe gelen yükleri artırmak üzere, kırık bölgesinde kıvrım yapan (esnekliği artırmak amacıyla) dalgalı plakların geliştirilmesidir[4,7].

İkinci prensip olan stabil tesbit, fizyolojik yükler etkisi altında kırık bölgesinde meydana gelebilecek hareketlerin minimum seviyede olması, çekme, basma, eğme ve burulma zorlanmalarına karşı yeterli mekanik dayanım sağlanması demektir. Kemik

parçalarının kırık yüzeyleri arasında kompresyon sağlanmasıyla kırığın şaşırtıcı bir şekilde doğrudan kaynaması ancak tam stabil tesbit sayesinde gerçekleşir.

Üçüncü prensip olan travmasız cerrahi teknik, yumuşak doku ve kemik parçalarının kanlanması bozmayacak şekilde operasyon öngörür.

Dördüncü prensip, erken ağrısız hareketlenme kırık iyileşmesinin daha kısa sürede gerçekleşmesi ve hastanın olabildiğince erken gündelik faaliyetine dönebilmesi için ameliyat sonrası tedaviyle ilgilidir. Uzun süre fizyolojik olmayan koşullarda kalan insan vücudunun değişik organ ve belli kısımlarında çok çeşitli komplikasyonlar gelişebilmektedir. Yaşam hareket, hareket ise yaşamdır ilkesi kırık iyileşmesinde önemli bir klavuz prensiptir. Tam, aktif, ağrısız hareket kemik ve yumuşak dokuların normal kanlanmalarını hızlı bir şekilde tekrar sağlayacaktır[7].

2.3 Malzeme Olarak Kemik

Konstrüksiyon malzemesi olarak kemik metallerden çok farklı özelliklere sahiptir. Kemığın tipik yüksek basma dayanımı, organik kollajen ve apatit kristallerden oluşan kompozit yapısından kaynaklanır[8].

Kemığın dayanımı çeliğinkinin 1/10'u civarındadır. Kemikteki apatit yapısı, mükemmel basma dayanımı sağlar. Kemikteki kollojen fiberler ise daha zayıf olmakla beraber, kemiğe çekme dayanımı sağlarlar. Tibianın çekme dayanımı, basma dayanımından %20 daha azdır.

Süngersi kemığın dayanımı ise çok değişken olmakla birlikte kortikal kemığın 1/10'u mertebesinde. Süngersi kemik boşluklu (poröz) yapıdadır, kortikal kemikten daha yumuşak ve daha düşük mekanik özelliklere sahiptir. Bununla birlikte ondan daha hızlı iyileşme gösterebilir. Kemik davranışı itibarıyla aynı zamanda viskoelastiktir, erir ve kendini yenileyebilir. Bu yüzden iç yapısı ve mekanik özellikleri zamanla değişir. Rijit plaklar denen plaklarla kemikte oluşturulan kompresyonun zamanla %10-20 civarında azalması (gerilme gevşemesi) bu davranışa örnektir.

Kemiğin önemli özelliklerinden biri gevrek oluşudur. Kırılmadan önce en fazla %2 oranında şekil değiştirebilir. Kemik anizotrop bir malzemedir. Uzun kemiklerin eksenleri boyunca dayanımları, diğer yönlerdeki dayanımlarından daha yüksektir.

Kemik, vücudun hareketi esnasında yumuşak dokular için koruyucu kafes yapısı oluşturur. Kemiklerin bu asli fonksiyonları onları diğer dokulara oranla daha rijit yapmıştır. Kırık kemik yüzeylerindeki erimenin enaza indirilmesi için internal tesbitte stabilitenin yüksek olmasının gereği kemik yapısının bu rijit özelliğindendir. Normal insan etkinlikleri ve sportif etkinlikler sırasında kemikler çok yüksek seviyede kuvvetlere dayanmaktadır[9].

2.4 Kemik Kırılması

İskelet sistemi, fiziksel etkinliklerde yumuşak dokuları korumak üzere rijit bir kafes yapısı sağlar. Optimum hareket fonksiyonlarının yerine getirilebilmesi için, çok uygun anatomik şekle ve yeterli darbe direncine sahiptir. Kemik kırılmaları mekanik aşırı zorlanmalar sonucu oluşur. Kırık tipi, kırığı oluşturan yüke ve harcanan enerjiye bağlı olarak değişir. Kemik, eksenel basma zorlamaları etkisi altındayken, burulma şeklinde gelen aşırı zorlanmalar, spiral (oblik) tipte; burkulma düz tip (transvers), eğilme zorlanmaları kısa spiral kırıklar oluşturur. Yüksek enerji harcanarak oluşan kırıklar, çok parçalı tipte olur[10].

2.5 Kemik İyileşmesi

Kırık kemiğin onarımı, kırık olduğu andan itibaren başlamaktadır. Normal kemik yavaş bir hızla sürekli olarak kendini yeniler. Yaralanmış kemikte yeniden yapılanma ve yenilenme süreçleri oldukça hızlanır. İyileşme orjinal bütünlüğün yeniden restorasyonu olarak tanımlanabilir. Bu kemik yapısının rijitliğini ve sağlamlığını tekrar kazanması anlamına gelir. Kemiğin orjinal yapısının mikroskopik düzeyde yeniden yapılanması yıllar alabilir. Yeterli biyolojik aktivite olmadan kırık iyileşmesi gerçekleşmez. Yeterli kanlanma her zaman kırık iyileşmesinde en kritik parametredir. Kemik iyileşmesinde en önemli önkoşul tam bir hareketsizliktir. Kemik dokusu

özellikle onarım esnasında sadece çok az miktar elastik şekil değişimlerini tolere edebilir. Bu durum internal tesbit ile kemik iyileşmesinde sağlanan yüksek başarı düzeyini açıklamaktadır. Ağır mafsal yaralanmalarında bile internal tesbit ile fonksiyonel iyileşme sağlanabilmektedir.

Kemik iyileşmesinde yerel koşullara bağlı olarak farklı kemik onarım mekanizmaları çalışır. Bunlar genelde birincil ve ikincil kemik iyileşmesi olarak bilinmektedir. İkincil kemik iyileşmesi daha çok geniş kırık boşluğu olan ve bu yüzden bir miktar hareketin bulunduğu kırıklarda oluşmaktadır. Kemik iyileşmesi kallus teşekkülü denilen, önce fibroz doku ve kıkırdaktan oluşup, zamanla kemiğe dönüşen bir aşamadan geçmek suretiyle gerçekleşir. Çok fazla hareketlilik varsa kemik şekillenemez ve çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkar, hatalı kaynama yada kaynamama gibi. Bunlar olurken kemik üzerinde implant varsa kırık bölgesinde implant üzerinde yeterli sayıda yüklenme gerçekleşir ve implant yorulma ile hasara uğrar. İmplant kırılrsa da kırılmasa da bir çok durumda kaynamama(nonunion) halini iyileştirmek için yeni bir ameliyat kaçınılmazdır[7].

Birincil (primer, doğrudan) kemik iyileşmesi kallus teşekkülü olmadan gerçekleşen kaynama halidir. Kemik parçalarının birbiri ile sıkı temas halinde olduğu ve implantlar yardımı ile rijit olarak stabilize edilen kırıklarda gerçekleşir. Bu durumda kemik parçaları içinden geçen kan damarları tekrar birleştirildiğinden kemiğin kanla beslenmesi kısa sürede düzelir ve kemiğin yeniden yapılanması gerçekleşir. Kallus formasyonu olmayınca, kemik yüzeylerinde erime ve kırık boşluğu genişlemesi de olmamakta, dolayısıyla stabilitenin azalması ve kaçınılmaz kemik kısalığı gibi komplikasyonlar ortadan kalkmaktadır. Bu tip kaynamanın olması için kırık uçlarının birbirine göre hareket etmemesi (kompresyon ve sıkı temas) ve kan dolaşımının bozulmamış olması iki temel gerekli koşuldur. Bu tür iyileşme süreci hastanın kırık bölgesinde, enfeksiyonlu bir yara veya nekrotik (ölü) kemik dokusu gibi patolojik kemik koşulları bulunuyorsa bozulur. Nekroz (yaşayan bir dokunun patolojik ölümü) kemik parçalarının kanla beslenmesinin kırılma esnasında bozulması ile oluşur. Fragmanlardaki nekrotik doku kalınlığı 1 ila 5 mm arasında olabilir. İyileşme sürecinde fragmanların bu nekrotik doku kısımları erir ve kırık aralığı genişler.

Fragmanlar arası bağıl hareket artar, bu yüzden kemik iyileşmesi engellenir ya da büyük ölçüde ertelenir. Böyle bir durumda implant artan değişken gerilmelere daha uzun süre maruz kalacağından yorulma hasarı riski artar. Böyle bir durumu düzeltmek veya kemik iyileşmesini hızlandırmak için yapılması gereken, kırık bölgesini süngersi kemik greftleri ile desteklemek ve kırık yüzeylerinde kompresyon oluşturmaktır[7,10].

2.6 Hareketin Kemik İyileşmesindeki Rolü

Klinik ve deneysel gözlemler, özellikle mekanik olarak tam stabil olmayan tesbitlerde belli bir derecede sürekli hareketin kemik erimesine neden olduğunu ortaya çıkarmıştır. Bunun sonucu olarak kırık boşluğunun genişlemesi implantın ya da bir bölümünün gevşemesine (çözülmesine) neden olabilecektir. Kırık boşluğunun genişlemesi implanta artan değişken yüklerin gelmesi anlamına gelir ki ağırlık taşıma azaltılmalıdır. İmplantların gevşemesi yorulma riskini arttıracak şekilde, ya yerel gerilme yığılmalarına neden olur ya da implanttaki gerilmelerin düşmesine (stress relaxation) neden olur. Son durumda implantın hasara uğrama riski azalmaktadır[7,11,12].

3. KIRIK KEMİKLERİN İYİLEŞMESİNDE KULLANILAN ORTOPEDİK İMPLANTLAR

Vücudun biyokimyasal ve dinamik ortamında çalışan ortopedik implantların tasarımı genel anatomi ve fizyolojik koşullar ile sınırlanır. Ortopedik implantlar ve yapay protezler kemikleri destekleme, kemik ya da mafsalların yerine tendon ve ligamentlerin yeniden bağlanması gibi çeşitli amaçlar için insan yada hayvan vücudunun iskelet sistemine monte edilirler. Yerine getirdikleri işlevin süresine göre bunlar protezler ve internal tesbit araçları olarak iki ana gruba ayrılırlar[3,4].

Prostetik aletler vücutta ömür boyu kalacak şekilde tasarlanırlar. Bunlar kalıcı mafsalları veya kemik değiştirmelerinde kullanılır. İnternal kemik tesbit aletleri ise geçici mekanik stabilizasyon sağlamak için vücuda takılırlar. Bunlar kırık kemiklerin iyileştirilmesinde yeniden şekillenecek kemiği düzgünleştirmek ya da düzeltici ortopedik cerrahi işlemlerini gerçekleştirmek için kullanılırlar. İyileşme sonrası, amaçlarını yerine getirdikten sonra genellikle çıkarılırlar.

3.1 Protezler

Protezler kendi arasında yapay mafsallar ve kemik tesbit implantları olarak iki ana gruba ayrılır: Yapay mafsallar ve kemik tesbit araçları.

3.1.1 Yapay Mafsallar

Bunlar esas olarak değişik hastalıklar sonucu enfeksiyona uğramış, bozulmuş ve ağrı veren mafsalların yerine takılırlar. Mafsalları yaralanmalarının birçoğu yine bu protezler yardımıyla iyileştirilir. Mafsalları tümüyle bir protezle değiştirilmesinde (total protez), iki yapay mafsalları yüzeyi kemik uçlarına, kemik uçları kesilip alındıktan sonra

takılarak, mafsalsal hareketini simüle ederler. Bazen femur başı gibi sadece bir mafsalsal yüzeyi yapay komponentle değiştirilerek, karşılığındaki doğal mafsalsal yüzeyiyle beraber çalışır. Mafsalsal değiştirmelerinin çoğu normal femur başının yaklaşık küresel şekle sahip olması ve buradaki mafsalsal hareketinin kolaylıkla simüle edilebilmesinden dolayı, kalça mafsalsalında yapılmaktadır. Diz mafsalsalının hareketinin daha karmaşık olması sebebiyle, orjinal hareket aralığını tam olarak karşılayamayan çeşitli tipte diz protezleri vardır. Kalça ve diz dışında humerus başı (omuz), el bileği, parmak mafsalları ve ayak bileğindeki mafsallar için protezler bulunmaktadır.

Tüm mafsalsal sistemlerinin bileşenleri genellikle farklı malzemelerden yapılır. Örneğin metal veya seramik komponent, polietilen gibi plastik malzemeden bir komponente karşı çalışır. Parmak protezlerinde olduğu gibi tümüyle plastik veya takviyeli plastiklerden de yapıldığı görülmektedir [3-5].

Birçok protez, uçlarının kesilmesinden sonra kemiklerin içine kemik çimentosu yardımıyla tutturulmaktadır. Son zamanlarda çimentosuz olarak kemiğe tutturulabilen protezler geliştirilmiştir. Bunların bazılarında kemiğe iyi tutunma sağlamak için kemik içinde kalan şaft kısımları poröz yüzeyli yapılmaktadır. Mafsallar için yapılan protezlerde gelişmeler oldukça hızlı bir biçimde devam etmektedir[13].

3.1.2 İnternal Tesbit İçin İmplantlar

İnternal tesbit implantları yaralanmış hastaların kırık kemiklerinin iyileştirilmesinde kemiklerin düzgün şekillenmesini sağlamak için veya düzeltici ortopedik cerrahide hatalı kemik yapılanmalarının giderilmesinde ya da bazı bozulmuş mafsalsal bağlantılarını dondurmak amacıyla kullanılırlar. Değişik tip ve boyutlarda kemik plakları, kemik vidaları, intramedullar çiviler, pimler ve ortopedik teller bulunmaktadır[7].

Her kemik kırığı, meydana geliş şekli, darbenin geldiği kemik yada kemik grubuna, darbenin şiddeti ve şekline bağlı olarak kendine özgü yapıdadır. Dolayısıyla iyileştirilmesi de her kırık olayı için ayrı ayrı değerlendirilmelidir. Bu durum çok çeşitli ve çok yönlü implant gereksinimini ortaya çıkarır. Bununla beraber belli kırık

sınıflandırmaları ve tipik kemik kırıkları için uygun tedavi yöntemleri geliştirilmiştir. Uygun operasyon ve implant seçiminde kırık tipi ve yerinin yanısıra, yumuşak dokuların durumu hastanın yaşı ve genel durumu ve varsa herhangi bir komplikasyon da gözönünde bulundurulur[3-7].

Duruma bağlı olarak hastanın, operasyon sonrası sadece egzersiz yapması, vücut ağırlığının bir kısmını veya tamamını taşıması şeklinde hareket etmesine izin verilir. Kemik iyileşmesinin hızı, operasyon sonrası bu hareketlerdeki zorlanma durumlarına da bağlıdır. Karmaşıklığından ötürü, standart koşullar altında gerçekleştirilseler bile kırık iyileştirilmesinde implantla ilgili komplikasyon çıkma olasılığı diğer cerrahi işlemlerden daha fazladır. Patolojik bir durum yoksa, özellikle düzeltici ortopedik cerrahi ve mafsalsal değiştirme uygulamalarında operatör stabil biyomekanik koşullara daha kolay ulaşır. Bu durumda implantlarda oluşabilecek hasar minimum düzeyde olacaktır. Stabilizasyon durumları zorluk derecesine göre şu şekilde sıralanabilir:

- 1) Mafsalsal değiştirmeleri (en az zor)
- 2) Düzeltici ortopedik cerrahi
- 3) Kırık tedavisi
- 4) Kemik tümör ameliyatları (en zor)

3.2 İmplantlarla İlgili Komplikasyonlar

İnternal tesbit ya da mafsalsal değiştirme işlemi şu nedenlere bağlı olarak başarısız olabilir:

- 1) İyileşecek kemiğin hasara uğraması
- 2) Kemik erimesi
- 3) Kemiğin yeniden kırılması
- 4) İmplantın gevşemesi, çözülmesi
- 5) İmplantın eğilmesi
- 6) İmplantın parçalanması ya da kırılması

Bu nedenler genellikle birbiriyle ilişkili olup, klinik olarak başarılı sonuca ulaşmak için yeniden operasyon yapılmasını gerektiren durumlara yol açarlar.

İmplant hasarı, implantın kendisinden istenen işlevi yerine getiremeyecek duruma gelmesi, bu anlamda kırılması, parçalanması demektir. Birçok durumda hasarın nedenleri implantın hasara uğradığı klinik koşullar bilinmeden anlaşılamaz. İmplantlar vücutta değişik tip korozyon, aşınma, yorulma ve bozunma gibi hasar mekanizmalarına bağlı olarak hasara uğrarlar[7].

3.3 İmplant Malzemeleri

Cerrahi uygulamaların tarihi boyunca birçok metal ve alaşım implant malzemesi olarak başarılı bir biçimde kullanılmıştır. Bu tür malzemeler ASTM ve ISO ile diğer ülke standartları tarafından implant malzemeleri olarak tanımlanmıştır. Bu malzemeler korozyona karşı dirençli, vücut dokuları tarafından iyibir şekilde kabul edilen (biocompatible) gibi temel iki şartı yerine getirmektedir. Bu iki özellik de vücut ortamında metal yüzeyinden ayrılan madde miktarının az olmasıyla ilgilidir. Doku-organ-kültür üzerine yapılan deneysel çalışmalar, periyodik tablodaki değişik saf metallerin farklı bileşimlerde hücre zehirlenmesi ortaya çıkardığını göstermiştir. Bazı metaller vücut metabolizmasında önemli rol oynamaktadır, belli derişim düzeylerinin üzerinde toksik etkiye sahip olabilmektedirler. Bazıları ise vücut tarafından çok farklı tepki ile karşılanabilmektedir. Örneğin titanyumun henüz metabolik fonksiyonu tam olarak bilinmemektedir [14].

Yorulmaya karşı direnç implantlar için diğer önemli gerek şart olmaktadır. İmplantlardan beklenen yeterli mekanik dayanım özellikleri, implantın şekli ve uygulamaya bağlı olarak değişmektedir. İyi bir süneklik genelde istenen özellikler arasındadır.

Günümüzde implant malzemeleri konusunda oldukça geniş araştırmalar sürmektedir. Bu çalışmalar implant malzemelerini biyo-uyumluluğu ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesine yönelik çalışmalardır.

Bu araştırmalarda esas olarak kemiğin bir implanta gösterdiği reaksiyon üzerinde durulmaktadır. Eğer bir protez iskelet sisteminin bir parçası olacaksa öncelikle varolan kemiklerle bir arada bulunacaktır. Bunun olması için doğrudan biyomalzeme-kemik temasının bulunması gereklidir. Gelişme sağlamanın anahtarı böyle bir temas durumunda arada yumuşak dokuların bulunması yada bulunmaması durumunda stabil bir sistem sağlamaktan geçmektedir. Pratikte dört değişik durumdan biri ortaya çıkar. İlki, sözkonusu kemikten farksız davranan bir malzeme bulunabilir, bu aslında inert olacaktır ve kemiğe olumlu yada olumsuz herhangi bir etkide bulunmayacaktır. İkincisi kaçınılmaz bir biçimde enflamasyon cevabı meydana getirenlerdir, ara yüzeyde meydana gelen çözünüm yumuşak dokulara ulaşır ; kullanımda olan bir çok malzeme bu kategoriye girer. Üçüncüsü , önceden varolan kemiğe herhangi bir özel köprüleme gerekmeden kemik implant ara yüzeyinde, fizyolojik kemik oluşumu (osteogenesis) proseslerinin gerçekleşmesiyle implant yüzeyinde yeni kemik oluşumunu teşvik eden malzemelerdir. Bunlar biyoaktif malzemeler olarak adlandırılmaktadır. Dördüncü durumda ise yakındaki kemik dokularından temas halindeki implant yüzeylerine kadar kemik dokusunun büyümesine ve implanta tutunmasına izin veren malzemeler vardır. Böyle prosesler ise literatürde kemik bütünleşmesi (osseointegrasyon) olarak tanımlanmaktadır[15].

Osseointegrasyon özelliği büyük oranda malzemenin inertliğine bağlıdır ve uzun yıllar sadece titanyumun bir özelliği olarak anılmıştır. Sonradan alumina gibi diğer inert malzemelerin kemiğe karşı benzer davranış özelliğinde olduğu anlaşıldı ve özellikle bu konu ve ilgili kavramlar takma diş alanında geliştirilmiştir. Bu sayade titanyum veya alumina dış implantları çene kemiklerine implante edilebilmektedir.

Yeni kemikten meydana gelmek ve kemiğe iyi bir şekilde bağlanmak olarak tanımlanabilecek iki gerekli özelliğe sahip biyoaktif malzemelerin ilki olarak cam-seramik ailesindendir. Bioglass olarak tanınan bu malzemeler (örneğin %46 SiO₂, %27 CaO, %24.5 Na₂O, %2.5 P₂O₅) fizyolojik ortamda kontrollü ve sınırlı olarak çözünerek kemiğin mineral bileşeni olan kalsiyum fosfat şeklinde arayüzeyde çökelme reaksiyonları meydana getirirler. Camların zayıf mekanik özelliklerinden ötürü teknik sınırlıdır ancak geliştirilmeye çalışılmaktadır. İkinci örnek doğrudan kalsiyum fosfat

seramiklerini kullanmaktır. Kemiğin mineral bileşeni Kalsiyum Hidroksi apatit yani hidratlanmış kalsiyum fosfattır. Bunun yapay olarak uygun özelliklerde hazırlanmasıyla kemik transplantasyonu ve protezler için mantıksal malzeme elde edilmiş olacaktır. Bu seramik özellikteki malzemenin metalik implant malzemeleri üzerine kaplanması ile ilgili çalışmalar yoğun bir biçimde sürmektedir. Bu seramik malzemelerin bazıları oldukça yoğun iken bazılarında çok miktarda mikroboşluklar bulunmaktadır. İmplant edildiklerinde bu malzemeler yüzeylerine doğal kalsiyum hidroksiapatitin epitaksiyel çökmesine izin vererek yeni kemiğin implant ara yüzeyinde hızla gelişmesini sağlamaktadır[16].

Kalsiyum fosfat seramiklerinin geliştirilmesi kemiğe tutunma problemine biyolojik yaklaşımlı bir çözüm getirmektedir. Alternatif yöntemlerden biri halen çok kullanılmakta olan herhangi bir biyoaktif hile kullanmadan metalik malzemelerin yüzeylerini poröz halde kullanmaktır. Kemiksi dokuların implante edilen poröz yapıların içine doğru büyüyebildikleri eskiden beri bilinen bir olgudur. Böylelikle poröz yüzeyin özellikleri aracılığı ile temas bölgesindeki dokuların özellikleri kontrol edilebilmektedir. Porozite 150-400 μm 'lik bir aralıkta birbirine geçişimli ve minimum boyutlarda ise kemik malzeme özelliklerini gözönüne almaksızın porların içine doğru büyümekte ve oldukça iyi bir kimyasal ve mekanik stabilite sağlanmaktadır. Hem ortopedik hem de çene cerrahisi alanında bu konu büyük ilgi ve dikkat çekmiştir. Paslanmaz çeliklerde üniform korozyonu artırdığı için tercih edilmedi ise de poröz yüzeyli kobalt alaşımlı ve titanyum alaşımlı poröz yüzeyli protezler günümüzün halen en revaçta olan protezleridir. Günümüzde imal edilen protezlerin belli bölümleri (kemik içinde kalan) bu şekilde poröz yüzeyli olarak ya küçük sinterlenmiş kobalt alaşımından küreciklerin veya titanyum küreciklerinin implant yüzeylerine sinterlenmiş metal parçacıkları şeklinde kaplanmasıyla üretilmektedirler.

Ancak poröz yüzeyli implantlar sorunsuz değildirler. Sinterleme işlemleri sonrasında en önemli sorun parçaların yorulma özelliklerinin çok azalması olarak ortaya çıkmıştır. Bunun dışında hasta dokularına daha yüksek seviyede metal iyonlarının geçmesidir. Bir diğer olay ise başlangıçta poröz kaplamanın metal yüzeylere bağlanması önemsiz bulunmuş ancak sayısız pullanma ve parçacıkların

dökülmesi şeklinde hasarlar bildirilmiştir[1,6,13,17].

Metalik ortopedik implant malzemeleri ise şunlardır:

- Ostenitik paslanmaz çelikler
- Ticari saflıkta titanyum
- Ti alaşımları
- Döküm Co-Cr-Mo alaşımları

Günümüzde geleceğin implant malzemeleri olarak daha çok ostenitik paslanmaz çelikler ile Ti alaşımlarının modifiye edilmiş durumları üzerine klinik çalışmalar devam etmektedir[6,18].

3.4 Vücudun Biyolojik Ortamı ve Ortopedik İmplantların Korozyonu

3.4.1 Biyokimyasal Ortam

Ortopedik implantlar vücudun biyokimyasal ve biyomekanik kuvvetlerin etkisi altında kalırlar ve implantlarla biyolojik çevre arasında belli etkileşimler olur. Kan plazmasında, hücreler arası ve hücre içi sıvılarda bulunan iyonik bileşenlerden metaller için en kritik olanı klor iyonlarıdır. Vücut sıvılarının normal pH değerleri 7.2 ile 7.4 arasındadır. Ancak yaralanma bölgelerinde pH asidik değerlere kayar (iç kanamada 5.2 civarı 4'e kadar da düşebilir). Enfeksiyon olması durumunda ise alkali değerlere kayar. Yine yerel, sürtünmeli korozyonun olduğu yerlerde ortam korozyon ürünlerinin etkisiyle asidik hale gelebilir ve korozyon hızlanmasına neden olabilir[16-19].

Tüm implant alaşımları invivo şartlarda korozyona uğrar. Bu olayda, yerel sistemik ya da biyolojik ortamın olumsuz etkilerine bağlı çok sayıda etken rol oynasa da korozyon genelde bir malzeme davranışı olarak düşünülür.

Genel kural olarak korozyon daha sıkça çok parçalı implantlarda görülür (vida plak kombinasyonu). Pitting ya da yarık korozyonunun olmasına müsait fiziksel koşulların bulunması durumunda dahi üniform korozyon durmaksızın devam eder.

Pitting korozyonu vida başlarının alt yüzeylerinde, yarık korozyonu ise, vida başı ile plak delik iç yüzeyleri arasındaki yarıktaki olmaya eğilimlidir. Plaklarda, en sık karşılaşılan etki ise, delik içlerinde plak üst yüzeyine yakın kenarlarındadır. Kalça protezi gibi total mafsallı protezlerdeki durumda ise olay daha karmaşıktır. Çok sayıda tekrarlanmış çalışmada esas olarak belli başlı alaşımların invitro koşullardaki üniform korozyon hızları ölçülmeye çalışılmıştır. İn vivo koşullarda, karmaşık korozyon potansiyelleri ve korozyon direnci ölçümleri korozyon hızının göstergesi olarak kobalt bazlı alaşımlarda günde 0.15 mg/cm^2 'lik tahmini üniform etki hızı ölçülmüştür (titanyum bazlı alaşımlar için yarısı kadar). Bu hızlar hayvanlarda ve iyi pasif tabaka oluşturulmuş malzemeler ile yapılmıştır. Pasifleştirme metalik implantların üretiminde rutin bir son işlem olarak kullanılan yüzeyin ince bir oksit tabaka ile kaplanması işlemidir. Bu tabaka elektriksel olarak yalıtkan gibi davranarak üniform ve diğer korozyon süreçlerinin hızını azaltmaktadır. Bileşimi uygun olarak ayarlanmış verilen bir alaşım için üretim tekniği ve üretim sonrası ısıtma işlemlerinin üniform korozyon hızlarına etkisi çok azdır. Aynı alaşım tipinden üretilmiş döküm ve dövme parçaların üniform korozyon hızları yaklaşık aynı olmaktadır[20-22].

Üniform korozyon hızlarının tahmini şu nedenlerden dolayı zordur.

1. Galvanik, yarık, pitting ve sürtünmeli korozyon olayları, korozif çözünmeye birlikte katkıda bulunabilirler.
2. Korozyon ortamında, proteinlerin bulunması ve korozyona katkısı ile metal çözünümü artabilir.
3. Total kalça protezinin femoral başında, mafsallanan yüzeylerin yük altında pasif tabakalarının bir kısmı bozulabilir ya da tamamen ortadan kalkabilir. Pasif tabakanın sürekli olarak bu şekilde tahribi ve yeniden oluşması önemli oranda metal çözünümüne neden olur.
4. Biyolojik tutunma sağlamak amacıyla kullanılan poroz yüzeyler düz yüzeylere oranla korozyon hızlarının on kat artmasına neden olmaktadır. Bu, implantın arttırılan yüzey alanı ile orantılıdır. Kemik dokusunun poröz yüzeyi içine doğru gelişmesinin korozif etkileri henüz bilinmemektedir.
5. Krom içeren demir ve kobalt-bazlı alaşımların korozyon davranışı büyük ölçüde pasif tabakalarında krom-oksit bileşiklerinin bulunmasına bağlıdır. Bu bileşikler

fizyolojik pH değerlerinde çözünürlükleri oldukça azdır. Ancak yerel enfeksiyonların muhtemelen pH değerini 6'nın altına düşürecek şekilde ortamı asitikleştirmesi sonucu pasif tabakada önemli kayıplar oluşabilir ve normal yeniden pasifleşme engellenebilir.

6. Kemik büyümesini hızlandırmak amacıyla dıştan uygulanan elektrik alanları korozyon hızlarının artmasına neden olabilir.

Bu sayılan etkiler birlikte basit elektrokimyasal ölçümlerle tahmin edilen korozyon veya metal çözünme hızlarını 10 - 20 kat arttırabilir. Sonuç olarak, invivo korozyon ve ilgili metal çözünme mekanizmaları üzerine yapılacak çalışmalar, biyomalzeme araştırmalarında oldukça aktif inceleme alanı olacaktır[23].

3.4.2 Dinamik Ortam

Vücutta kemiklere ve implantlara değişik tipte kuvvetler etkir. Sağlıklı iskelet-kas sisteminde bu kuvvetler dengelenmiştir. Kemiğin makroskopik şekli ve içyapısı normal hareket ve yüklenmelerden meydana gelen bu kuvvetlere göre yapılır. Kaslar ve tendonlar kemiğe ilave eğilme kuvvetleri uygulayarak bu kuvvetleri artırır. Vücudun kendi ağırlığını taşıırken ortaya çıkan fizyolojik kuvvetler etkisiyle kemikte küçük elastik şekil değişimleri oluşur. Bu şekil değişimleri küçük uyarıcı etkiler şeklinde metabolizmayı uyararak kemiği sağlıklı durumda tutar. Örneğin sürekli antreman yapan bir atlet kalın ve sağlam kemiklere sahip olurken, spor yapmayan biri ya da uzun süre yatakta yatmak zorunda kalan bir hastada kemikler poröz hale gelir ve normal ağırlık kuvvetlerini taşıyamaz hale gelebilir[24].

Kemik kırıldığında kuvvetlerin dengelenmesi hali ortadan kalkar, kas kuvvetleri kemik parçalarını farklı yönlerde çekerek tipik şekil bozuklukları oluşturur. Kırık bir kemiğin cerrahi olarak yeniden yapılanması implantlarla kemik parçalarının iyi bir şekilde stabilizasyonu ile mümkündür. Eğer kemik mükemmel bir şekilde orijinal haline getirilmişse (redüksiyon) implantın tümü kemik tarafından desteklenir ve etkiyen kuvvetler tekrar dengeye gelir. İmplant göreceli olarak küçük ve kritik altı yüklerle maruz kalırken, implanta bağlı komplikasyonlar en az seviyede tutulmuş olur. Eğer

kemikler tam olarak stabilize olmamışsa, yani kırık kemik parçaları arasında kırık boşluğu ya da eksik kemik varsa, ağırlık kuvvetleri tam olarak dengelenemez. Sonuç olarak eğilme ve burulma gerilmeleri kemik desteği olmayan implant üzerinde yoğunlaşır. Ağırlık kuvvetlerinin etkisiyle implant, en fazla zorlanmanın olduğu kısımlarında değişken yüklemelere maruz kalır, bu durumda yorulma hasarı için potansiyel risk artar. Yorulma çatlağının başlaması için implantın plastik şekil değiştirmesi gerekli değildir. Malzemede elastik deformasyonlarla da yükleme altında oluşan yerel gerilmeler implant yüzeylerinde yorulma çatlak başlangıcı yaratabilir[22,24,25].

Yorulma hasarının gelişmesi, yüklemenin şiddetine ve tekrar sayısına bağlıdır. Klinik ifade ile implantın yorulması esas olarak kemikler arası boşluğun genişliğine yani kaldıraç kolunun uzunluğuna bağlıdır ve taşınan ağırlığın büyüklüğüne ve süreye bağlıdır. Hastanın yaşı ve aktivite derecesine bağlı olarak, bir günde yapabileceği hareket miktarından (1-6 saat yürüyüş) yılda 1-4 milyon yüklenme sayısına (N) ulaşılabilceği değişik yazarlar tarafından hesaplanmıştır. Bir çalışmada 60kg'lık bir hastanın femur başına maksimum 2600 N'luk yük etkidiği belirlenmiştir. Bu değer vücut ağırlığının 4 katından fazladır[26].

Kemik iyileşmesi normal seyrinde ilerledikçe implant yorulma hasarına uğramaz. Çünkü kemik zamanla daha sağlam destekleyici olacağından implanta gelen yük azalacaktır. Normal kemik olağanüstü kendini yenileme kapasitesine sahiptir. Ancak bu belli koşullar altında gerçekleşebilir. Kemikğin iyileşme aşamasının seyri çeşitli faktörlere bağlı olduğundan tam olarak önceden tahmin edilemez.

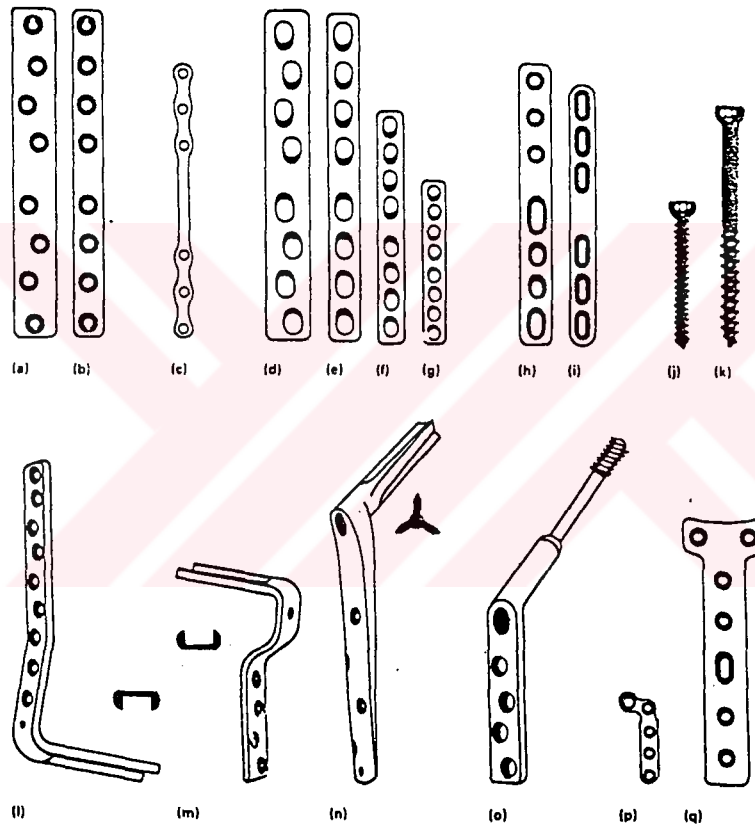
3.4.3 Dinamik ve Biyokimyasal Etkilerin Bileşimi

Vücut sıvılarının bulunduğu ortamda dinamik zorlanma koşulları, implantların birleşme yüzeylerinde aşınmaya ve sürtünmeli korozyona neden olur. Bu durum, özellikle plak deliklerinde vida başıyla plak ve yapay mafsalların sürtünen yüzeylerindeki gerçekleşir. Mafsallardaki aşınma ve korozyon ürünlerinin etkileri üzerine geniş araştırmalar yapılmıştır. Birçok durumda korozyonla, yorulma hasarı birlikte oluşmaktadır. İmplant malzemelerinin yüksek kalitelerinden dolayı bunlarda

gerilmeli korozyon hasarının etkili olmadığı genelde kabul edilmiştir. Ancak yorulma gibi başka bir hasar biçimleriyle birlikte görülebilmektedir[21,27].

3.5 İnternal Tesbit Araçlarının Tasarımı

İnternal tesbit sistemleri deyince, değişik konfigürasyon ve boyutlarda çeşitli araçlar anlaşılır. Bunların büyük bir kısmının genel özellikleri ASTM ve ISO gibi standartlarda belirlenmiştir. Çok sayıda implant ise bu standartların dışında kalabilmektedir. Şekil 3.1, bu karakteristik tesbit araçlarından bazılarını göstermektedir.



Şekil 3.1 Ortopedik internal kemik tesbit araçlarından tipik örnekler[7]

a,b: düz plaklar, c:klasik sherman plağı d-i:Dinamik sıkıştırma plakları(DCP) j: kortikal kemik vidası k: süngersi kemik vidası l-o: açılı kalça plakları p,q: L ve T plakları

Düz kemik plakları, genellikle kemiğin düzgün olmayan yüzeyine iyi bir uyum sağlaması için takılmadan önce özel aparatlar yardımıyla eğilmek suretiyle biçimlendirilir. Bu işlem plaklarda bir miktar süneklik ve çok fazla olmayan rijitlik özelliği ister. Birçok kırıkta kemik iyileşmesini hızlandırmak ve yeterli bir

stabiliteye ulaşmak için, kemik plaklarının yardımıyla kırık bölgesinde kompresyon sağlamak gerekmektedir. Bunun için bazı plaklar özel şekillendirilmiş vida deliklerine sahiptir (DCP). Bunlar vidalar sıkıldıkça plakta artan çekme gerilmeleri, kemik kırık yüzeyleri arasında ise basma gerilmeleri yaratırlar. Bazı plaklarda ise özel sıkıştırma aletleri kullanılarak aynı etki yaratılabilir. Tek parçalı, iki parçalı açılı plak sistemlerinde uç kısımlar özel olarak şekillendirilmiş olup, uzun kemiklerin üst ve alt kısımlarına yakın kırıklarda kullanılır. Kemik vidaları, dişlerinin karakteristik şekillerine göre ikiye ayrılır: Kortikal ve süngersi kemik vidaları. İntramedullar çiviler, kemik iliğinin bulunduğu boşluğa yerleştirilirler. Genellikle çok parçalı kırıkların tesbitinde kullanılırlar. Değişik boyutlardaki pim ve teller de ortopedik cerrahinin standart araçları arasındadır[7].

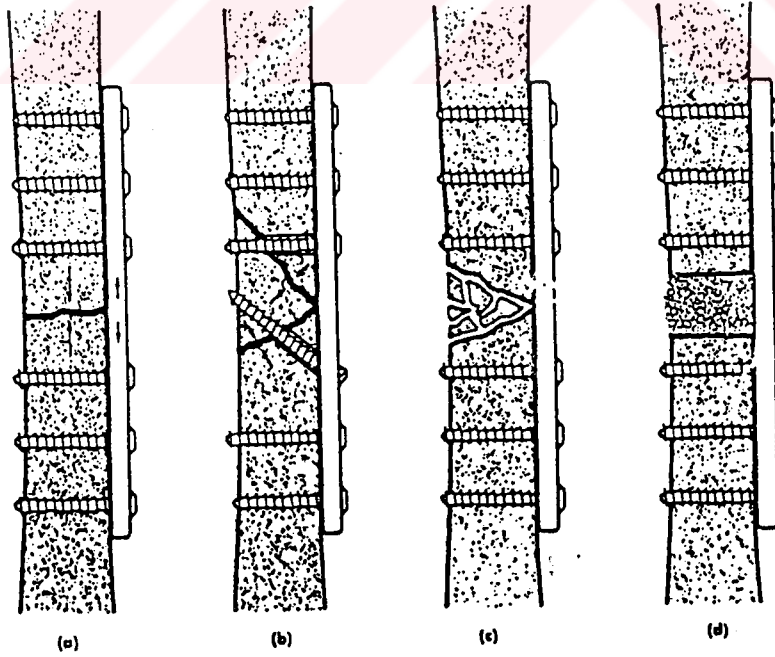
İmplantlar dizayn edilirken aşağıdaki faktörler gözönünde bulundurulur:

- Genel anatomi ve bundan sapmalar
- Cerrahi yaklaşım
- Cerrahi teknik
- Kırık bölgesinde yeterli yer
- Kırık tiplerinin çeşitliliği
- Yerel kemik yeğinliği
- Kemiklerdeki yerel iyileşme hızları
- Olası komplikasyonlar
- Fizyolojik ve biyomekanik koşullar
- Dinamik zorlanma ve ağırlık taşıma koşulları
- İmplantta kemiğin tepkisi
- İmplant malzemesinin özellikleri

Bütün fizyolojik koşullara uyulmak kaydıyla ideal implant dizaynı mühendislik bakış açısından her zaman mümkün olmayabilir. Birçok durumda olası en iyi çözüm ile yetinilmektedir. Biyolojik uyumluluğa ek olarak, implantın dayanıklı olması en önemli temel gerekliliktir. Yukarıdaki etkenlerin tümü gözönüne alındığında, boyutlar ve rijitlik açısından biyolojik limitleri aşan, olası tüm zorlanma koşullarını yüksek bir mekanik emniyetle karşılayabilecek implant tasarımı imkansızdır. Örneğin bir

kemik plağının, yumuşak doku kalınlığının az olduğu kırık bölgelerinde yumuşak dokuları kemikten fazla uzaklaştırması, bu dokularda hasara neden olabilir ve komplikasyonlar gelişebilir. Plak, yüksek mekanik dayanım ve yorulma direnci sağlamak üzere tasarlanacak olursa, çok fazla rijit olabilir, bu da kemiğin fizyolojik yükleri yeterince alamamasına neden olarak, kemiğin zayıf şekillenmesine yol açabilir. Vida ve plağın rijitlikleri birbirine göre ve kemiğe göre belli bir oran dahilinde değilse vida dişleri kemikten sıyrılabilir veya vida kırılabilir. Plak çok esnek ise kemiklerde kaynamama durumu ortaya çıkar. Plağın altında kalan kemik yüzeyi büyük olursa buralarda plağın uyguladığı basınç sebebiyle kemikte kanla beslenme yetersiz olur[7].

Genellikle implantlar, ikinci bir travma gibi dramatik olayların olabileceği düşünülerek tasarlanmamışlardır. İmplantların yorulma dayanımı sınırsız değildir. Elastik zorlanma alanındaki gerilmeler, yorulma hasarını başlaması için yeterli olabilir. İyi bir şekilde redükte edilmiş ve kırık uçlarının temas halinde olduğu kemik, implantı destekleyecektir. Kritik değişken yüklenme, ancak internal tesbitin tam stabil olmadığı, kusurlu kemik veya kırık boşluğunun bulunduğu durumlarda doğabilir. Stabil tesbitler sağlamak için özel cerrahi teknikler geliştirilmiştir. Şekil 3.2 internal kırık tesbitinde değişik derecelerde stabilite durumlarını göstermektedir.



Şekil 3.2 İnternal tesbitte sağlanabilecek stabilitenin farklı dereceleri a:Olası en iyi stabilite, b: İyi stabilite, c:Stabil olmayan durum d:Boy uzatma operasyonu (en kötü durum)[7].

Tam stabil tesbitin mümkün olmadığı, kırık kemik parçalarının eksikliği ya da biraraya getirilemeyen kırık parçalarının olduğu klinik durumlarla da karşılaşılabilir. Böyle durumlarda kemik greftlerinin implantasyonu ile kemik iyileşmesinin hızlandırılabilir ve yeterli stabilite sağlandığı görülmüştür.



4. İTERNAL TESBİT ARAÇLARININ HASARLARI

İmplant malzemesi olarak seçilen metallerin kendilerine özgü özellikleri vardır. Ortopedik implantlar kemikleri desteklemek, hasta kemiklerin ve mafsalların yerine, kopan tendon ve bağları yeniden bağlamak gibi çeşitli amaçlar için insan vücudunun iskelet sistemine takılan yapay mekanik aletlerdir. İmplant dizaynında insan vücudunun iskelet sisteminin fizyolojisi ve anatomisine uyulması gerekir. İmplant aletleri vücutta yaşayan hücrelere, dokulara ve biyolojik sıvılara maruz kalarak onların aşındırıcı etkilerine dayanmak zorundadır. Bu yapay mekanik aletler korozyon, yorulma yada statik kırılma gibi nedenlerle hasara uğradıklarında kendilerinden beklenen fonksiyonu yerine getiremeden vücuttan çıkarılmaları gerekir. Ortopedik bir implantın her türlü hasara uğraması sonucunda ilgili hasta tekrarlanacak ameliyatlara ilave travma ve ağrı yaşayacak ayrıca bu işlemler hastaya pahalıya malolacaktır. Bu yüzden implantların hasara uğrama riskinin en aza indirilmesi çok arzulanan bir durumdur. Bu durumda hasara uğramış implantlar üzerinde yapılacak incelemeler önem kazanmaktadır. Son yıllarda hızla gelişen teknolojik buluşlara ve yeni implant dizaynındaki ilerlemelere karşın implant hasarları oldukça sık bir şekilde olmaya devam etmektedir. Hasarın nedeni araştırıldığında bazen temel dizayn yada implant metalinin metalurjisinden kaynaklanmadığı, genellikle doğrudan biyomekanik koşullara bağlı olduğu görülebilmektedir[26-27].

Hasara uğramış implantların metalurjik incelemesi hasar mekanizmalarını ortaya çıkarabilir. Biyolojik koşulların karmaşıklığı yüzünden implant hasarlarının nedenleri çoğu kez bir klinik uzmanın, klinik hikaye ve buna tekabül eden radyografları incelemesiyle tayin edilir. Bu, özellikle yorulma hasarının belirlenmesinde önem taşır. İmplantın hasara uğramasının gerçek nedeninin aşırı değişken zorlamaların olduğu (yorulma) durumlar için, implant yüzeyindeki küçük çiziklere ya da malzeme standartlarından olabilecek küçük sapmalara fazlaca önem vermek, yanlış

değerlendirmeler doğurabilir. Yüzeylerinde çizik bulunmayan implantlarda yorulma hasarının oluşabildiği deneylerle gösterilmiştir. Hasar nedeni olarak implant tasarımı düşünüldüğünde biyolojik, biyomekanik ve tıbbi bilgi gerekliliği unutulmamalıdır[22].

4.1 Mekanik ve Biyomekanik Koşullarla İlgili Hasarlar

4.1.1 Kemik Vidalarının Hasarları

Kemik vidaları, iki tip hasar mekanizmasıyla kırılır. Bunlardan birincisi vidanın kemiğe takılması ve çıkarılması esnasındaki mekanik kuvvetler etkisiyle ikincisi ise yorulma hasarıyla olandır. Mekanik olarak zorlanan vidanın kayma gerilmesi altında kesilmesi tipik bir vida hasarıdır. Paslanmaz çelik kemik vidaları normal olarak soğuk şekil verilmiş malzemeden imal edilirler ve bunların kayma dayanımları yeterli düzeydedir. Sünek karakterdeki kırılma spiral kırık yüzeyleri verir. Kırık yüzeyleri incelendiğinde kenarlarda aşırı deformasyon ve mikroyapının önemli oranda deforme olduğu görülür. Özellikle kemik korteksinin kalın olduğu yerlerde vida başı kopabilir. Kemik kırıklarının pozisyonuna göre aşırı açılı vida takılması da, gerek korteks kalınlığının göreceli olarak artması, gerekse vida şaftına plak deliğinden gelen ek eğilme gerilmeleri sebebiyle vidanın aşırı zorlanarak kırılmasına neden olabilir. Özellikle dinamik sıkıştırmalı plak ile kullanılan kortikal kemik vidalarında kırık yüzeylerindeki kompresyonu artırmak için vidanın normal kuvvetinin artırılması gerekir. Böyle bir durum plakta çekme öngerilmeleri yaratacaktır. Sıkıştırmalı plak tesbitinin (DCP) en büyük avantajlarından birisi erken ağırlık taşımaya izin vermesidir. Bu tür plakların daha çok yüksek ağırlık ve kas kuvvetlerinin etkidiği büyük kemiklerin kırıklarının tesbitinde kullanıldığı düşünülecek olursa vida ve plağın oldukça yüksek gerilme seviyelerinde çalıştığı söylenebilir. Normal yürüyüş esnasında kemiklere gelen yüklerle kas kuvvetlerinin birleşmesi sonucunda kırık yüzeyindeki sıkışmanın değişmesiyle vida ve plakta değişken ve tekrarlı gerilmeler oluşacaktır. Kırık iyileşme peryodu içinde sürekli olarak etki eden bu yüksek genlikli değişken zorlamalar altında korozif vücut sıvılarının etkisiyle de vida ve plakların yorulma hasarına uğraması beklenmesi gereken bir durumdur. Vidaların yorulma hasarı, tam stabil olmayan tesbitlerde yükleme durumuna bağlı olarak, değişik diş seviyelerinden

olabilir. Kırık yüzeyinde tipik yorulma çizgileri esas yorulma çatlağı başlangıcı görülebilir, deforme olmuş bölge bulunmaz. Vida dişlerinin dip kısımlarına yakın bölgelerde ikincil yorulma çatlakları görülebilir[22].

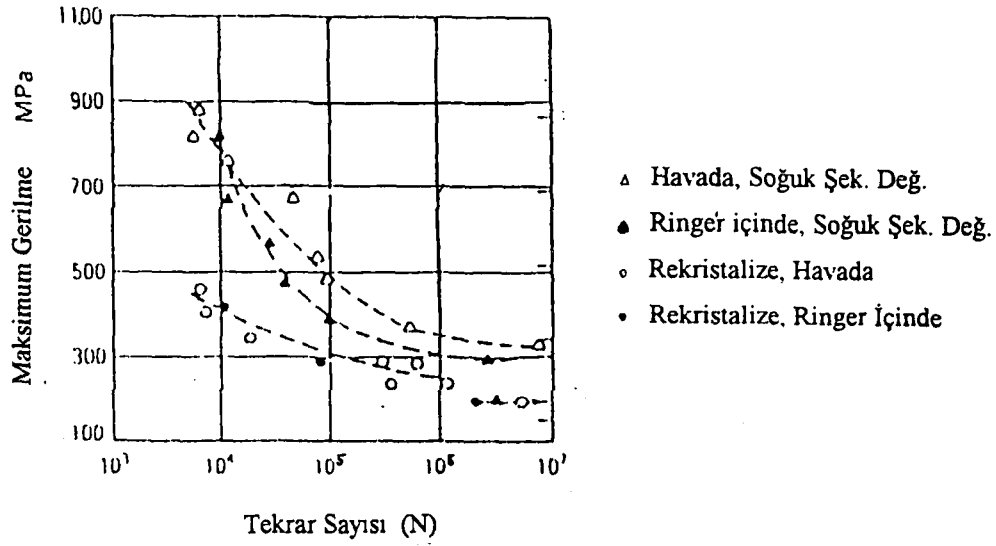
4.1.2 Kemik Plaklarının Yorulma Hasarı

Çoğu kırılmış plağın yerleştirildiği tarafın karşı korteksinde kemik hatalarının olduğu (eksik veya boşluklu), stabil olmayan tesbitlerde tek eksenli eğilme zorlanmasıyla hasara uğradığı görülmüştür. Böyle bir durum plağın üst yüzeyinde çekme ve kayma gerilmeleri yaratır. Çatlak başlangıcı bu nedenle plağın üst yüzeyinde başlar. Kemik kırığının tipi ve yerine bağlı olarak plağa burulma gerilmeleri de etkiyebilir. Birçok durumda plakla birlikte bir ya da birden fazla vidanın kırık olduğu görülmüştür.

Çatlak başlangıcı oluşumuna ilişkin çalışmalar, kritik değişken zorlamalarla yüklenen plakların yüzeylerinde önce kalıcı kayma bantlarının oluştuğu, bunlardan ön çatlakların ya da çatlak başlangıçlarının geliştiğini göstermiştir. Bu başlangıç çatlaklarının bazıları gelişmeye devam ederek, büyük çatlaklar olarak plak kesidinde ilerlerler. Bu çatlaklar, yüzeydeki gerilmelerin yığılmasına ve çatlağın hızla ilerlemesine yolaçar. Delikli plaklarda kesitin enaz olduğu delik hizasındaki plak yüzeylerinde bu çatlakların gelişeceği beklenmelidir. Deliğin iç kısmındaki yüzeylerde genellikle çatlak başlangıcı görülmez. Yorulma çatlakları daha çok deliklerin orta kısımlarında dış yüzeye yakın kenarlarında oluşur. Paslanmaz çelik özel olarak çentik hassasiyeti fazla olan bir malzeme olmadığından mekanik çizikler ya da korozyon çukurcukları gerilme artırıcı etkiye sahip olmazlar[22, 26,27].

4.2 İmplant Malzemelerinin Yorulma Özellikleri

Yorulmanın implant hasarlarında en önemli hasar mekanizması oluşu nedeniyle 316L paslanmaz çeliğin yorulma özellikleri birçok çalışmaya konu olmuştur. Bu çeliğin (S-N) eğrisi yeniden kristalleştirilmiş ve soğuk şekil değiştirmiş hal için Şekil 4.1’de görülmektedir.



Şekil 4.1 316 L Paslanmaz Çeliğin Eğilmeli Yorulmada S-N eğrileri[14].

Tam değişken eğmeli yorulma deneyleri düz numuneler üzerinde havada ve Ringer solüsyonu içinde gerçekleştirilmiştir. Yorulma dayanımının soğuk şekil değiştirme ile artırılması implantlar için özellikle önemlidir. Plaklar, vidalar, pimler ve bazı çiviler soğuk şekil değiştirmiş malzemeden üretilir. Aynı malzeme için dönel eğmeli deneylerde saptanan yorulma sınırları, yatay eğmeli deneylerde elde edilenlerden önemli oranda yüksek bulunmuştur. Yeniden kristalleştirilmiş durumda paslanmaz çeliğin yorulma dayanımı Ringer solüsyonundan önemli oranda etkilenmemektedir. Soğuk şekil değiştirmiş durumda ise Ringer solüsyonu uzun ömürlü yorulma modunda ömrü azaltmaktadır. Bu durum korozyonlu yorulmayı akla getirirse de gerek optik mikroskop, gerekse TEM incelemelerinde korozyon işaretlerine rastlanmamıştır. Ringer solüsyonunun yorulmanın her aşamasını hızlandırmadığı anlaşılmıştır. Bu durum, yorulma izleriyle korozif etkilerin bileşiminin görülmediği, kırılmış plakların incelenen yüzeylerindeki gözlemlere de uymaktadır. Yapılan bu gözlemlerde incelenen yüzeylerle, deneysel olarak havada yorulmuş plak kırık yüzeylerinde benzer yapılar görülmüştür. Ayrıca Ringer solüsyonuna %0,25 oranında pıhtılaşabilen fibrinojen eklenmesiyle solüsyonun yorulma ömrünü azaltıcı etkisi ortadan kaldırılmıştır. Bu çözeltiyle yapılan deneylerin (S-N) eğrileri havadakilerle aynı olmuştur[22].

Vücuttan çıkarılmış implantlarda kemik kırık boşluğuna yakın bölgelerdeki yorulmayla kırılmış yüzeylerde aralık ve sürtünmeli korozyon biçiminde korozyon izleriyle karşılaşıldığı da olmuştur. Yerel olarak gözlenmiş olan bu korozyonlu yapı, geçiş bölgesinde yorulma çizgilerinin üzerinde korozyon çukurcuklarından oluşmaktadır[22].

İmplantlar, nadiren yorulma zorlanmalarının akma sınırını aştığı plastik şekil değişimi bölgesinde hasara uğrar. Tablo 4.1 316L paslanmaz çeliğin yeniden kristalleştirilmiş ve soğuk şekil değiştirilmiş durumdaki mekanik özelliklerini vermektedir.

Tablo 4.1: 316L paslanmaz çeliğin yeniden kristalleştirilmiş (Y.K) ve soğuk şekil değiştirilmiş (S.Ş.D) durumdaki mekanik özellikleri[22]

	σ_e (MPa)	σ_A (MPa)	σ_{YO} (Mpa)	σ_{YO}/σ_e	σ_{YO}/σ_A
S.Ş.D	1050	994	300	0,28	0,30
Y.K.	590	266	180	0,30	0,67

Soğuk şekil değiştirmiş paslanmaz çeliğin yorulma sınırı akma sınırının %30'u kadar iken, bu değer yeniden kristalleşmiş çelikte %67 olmaktadır. Gerilmenin akma sınırının altında olduğu durumda malzemenin yüzeyinde yerel tekrarlı elastik deformasyonlarla oluşan küçük plastik şekil değiştirmeler yorulma çatlakları oluşturur ve hasar bundan gelişir. Yukarıda bahsedilen yorulma deneylerinin ara aşamalarında deney numunelerinin yüzeylerinin incelenmesiyle kümülatif olarak yüzeyden hasarın nasıl geliştiği gösterilmiştir. Yorulmada yüzey hasarının ilerleyen aşamaları şöyle görülmüştür; kalıcı kayma adımlarının oluşumu, kayma bantları, artan miktarda çoklu kayma sistemlerinin devreye girmesi, önçatlaklar, kısa ikincil çatlaklar, bir veya birkaç büyük çatlak. Ana çatlak bundan sonra numune kesitinde ilerleyerek büyüyecektir [22].

Havada yapılan deneylerde aynı süreç morfolojik olarak gözlenmiş olup, havada ilerleme biraz daha yavaş seyretmiştir. Bu mekanizma yüzeyinde herhangi bir çatlak, çizik yada gerilme artırıcı etki bulunmayan bir implantta yorulma çatlaklarının nasıl başlayacağını açıklamaktadır. Yorulma sürecinde yaratılan bu kayma bantları genellikle mikro girinti ve çıkıntılar (intrusion-extrusion) karakterindedir. Bu girintiler

mikro çentikler olarak etkiyerek gerilme yığılmaları yaratıp çatlak başlangıcı olabilirler. Vücuttan çıkarılmış paslanmaz çelik implantlarda yukarıda tanımlanan yorulma hasar yapısı, kırık kenarlarının yakınlarındaki yüzey bölgelerinde görülebilir. Soğuk şekil değiştirmiş paslanmaz çelikten yorulmuş deney numunelerinin mikroyapı incelemeleri kırık kenarındaki yorulma hasarının başlangıç izlerinin yoğunluğunun yüke bağlı olduğunu ortaya çıkarmıştır. Düşük gerilme seviyelerinde ancak birkaç kayma sistemi devreye girmektedir. Bu yüzey morfolojisi implantın uzun yada kısa ömürlü yorulmayla hasara uğradığının belirlenmesi için kullanılabilir[26,27].

Paslanmaz çelik implantların kırık yüzeylerinde, yorulma çizgileri çok sık ve fazla miktarda olmaktadır. Yorulma çizgilerine ilaveten kristalografik kırık yapılarında görülmektedir. Yorulma çizgilerine paralel gelişen ikincil çatlakların varlığı gerilmeli korozyon veya korozyonlu yorulma mekanizmalarının pek etkili olmadığının belirtisidir.



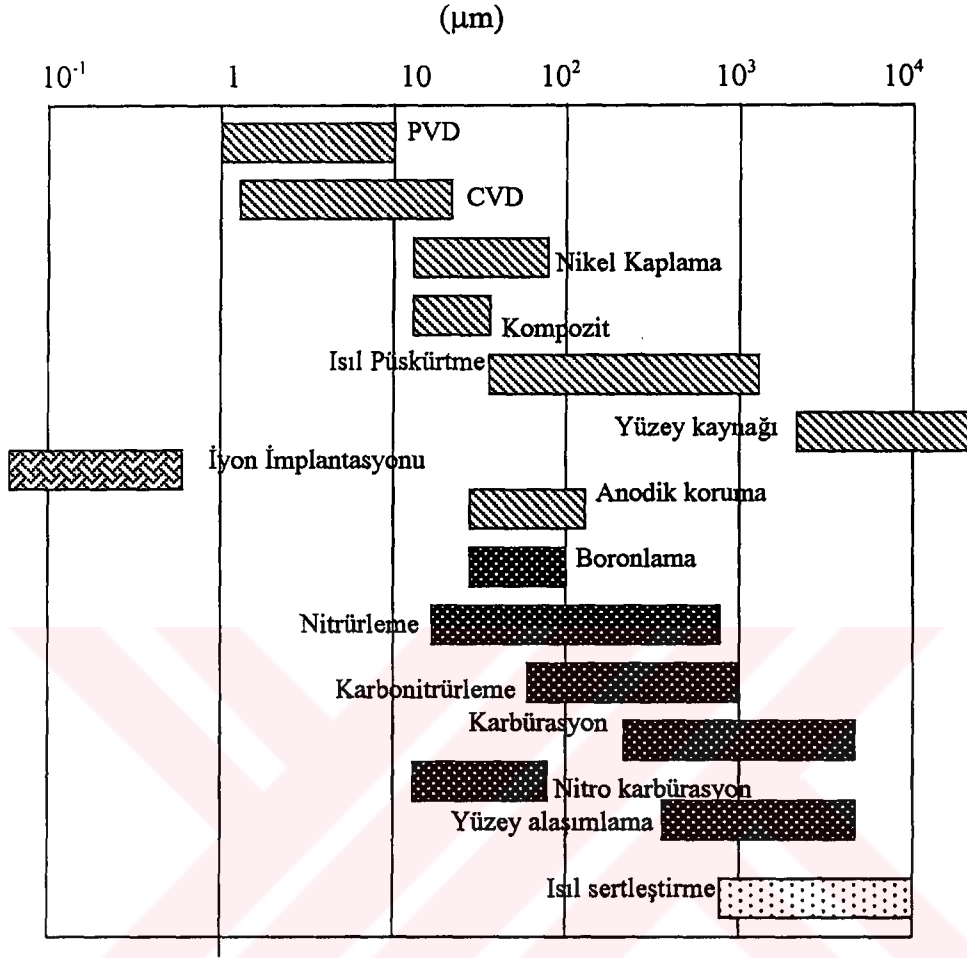
5. ÇELİKLERE UYGULANAN İLERİ YÜZEY İŞLEMLERİ

Metal alaşımlarından üretilmiş parçaların yüzeyleri, parçaların iç kısımlarına oranla daha büyük gerilmelere ve aşınma kuvvetlerine, çevrenin doğrudan etkilerine maruz kalırlar. Bu saldırgan dış etkiler malzemenin dayanım sınırlarına eriştiğinde, yüzeyden kırılma, yorulma, aşınma ve korozyon hasarları başlayacaktır. Bu nedenle yüzey işlemleriyle çeliklerin yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi uzun sürelerdir uygulanmakta olan yöntemlerdir.

Yüzey dayanımı ile aşınma direncini artıran geleneksel yüzey işlemleri, termal ve termokimyasal yüzey işlemleri olarak iki ana sınıfa ayrılabilir. Termal yüzey işlemleri yapıyı değiştirmekte ancak yüzeyin kimyasal bileşimini değiştirmemektedir. Termokimyasal işlemlerde ise yüzeyin kimyası da değişmektedir. Termal işlemlere alev ve indüksiyonla sertleştirme, termokimyasal işlemlere ise sementasyon, nitrürleme ve karbonitrürleme örnek gösterilebilir. Bu geleneksel yüzey işlemleri sensör teknolojisindeki, bilgisayarla kontrol ve fırın dizaynı konularındaki gelişmelerle sürekli olarak geliştirilmektedir. Bunların dışında günümüzde çelikler için tamamen farklı yüzey işleme teknolojileri geliştirilmiş ve birçoğu hali hazırda uygulanmaktadır. Yüzeylerin performansının artırılması amacı aynı kalmak şartıyla, bu teknolojilerde yüksek enerjili ışınlar, plazmalar, magnetik ve elektrik alanlar ile yüksek vakum sistemlerinin birlikte kullanıldığı görülmektedir. Bu teknolojilerden bazılarının uzun senelerdir elektronik endüstrisinde, ince film yüzeyleri, yarı iletken malzeme ve devreler üretmek için kullanılmakta olduğundan yeni teknolojiler olarak görülmeyebilirler. Ancak bunların çeliklere uygulanması görece olarak yenidir. Çeliklerin yüzey işlemlerinin kontrolü ve bilgi birikimi seviyesini yükseltmeleri bakımından söz konusu teknolojilere ileri yada – yüksek- teknoloji uygulamaları denebilir[28].

Geleneksel ve yeni uygulamaya girmiş yüzey işlemleri gözönünde bulundurulduğunda da çelik yüzeylerinin yüzey özelliklerini iyileştiren çok sayıda seçeneğin bulunduğu

görülebilmektedir. Değişik yüzey işlemlerini Bell, T. tarafından bu işlemler sonucu elde edilebilecek yüzey tabakası kalınlığına göre sınıflandıran bir tanımlama getirilmiştir[29].



Şekil.5.1 Çeşitli yüzey işlemlerinin tipik yüzey kalınlığına göre sınıflanması[29]

Genel olarak yüzey işlemleri, kaplama yöntemleri, implantasyon, termokimyasal ve termal işlemler olarak dört ana grupta toplanabilir. Bunlardan termal ve termokimyasal yüzey işlemleri olarak iki ana başlık altında görebileceğimiz yüzey işlemlerinden geleneksel termo kimyasal işlemlere, plazma (iyon) nitritleme plazma karbürleme ve iyon implantasyonu işlemlerini, termal işlemlere laser ve elektron ışını yüzey işlemleri gibi yeni teknoloji işlemlerini eklemek gerekir. Yine yüzeyin kimyasını tamamen değiştiren geleneksel yüzey kaplama işlemleri alanında kimyasal buhar yoğunlaşması (CVD) fiziksel buhar yoğunlaşması (PVD) teknikleri ile takım çeliklerinin yüzeylerinde sert alaşım nitritleri ile karbürlerin kaplanması özel öneme sahiptir[28].

5.1 Yüzey işlemlerinin seçimi

Yüzey işlemlerinin uygun seçiminin anahtarı verilen bir uygulama için, yüzey işlemi yapılacak malzemeden istenen özelliklerin iyi bir şekilde tanımlanmasıdır. Burada sadece yüzeyin özellikleri düşünülmemelidir, tabaka altındaki yapının özelliklerini, tabaka ile çekirdek arasındaki ara yüzeyin durumunu gözönünde bulundurmak gerekir. Bazı işlemlerde yüzey ile iç kısımların özellikleri gradyensel bir şekilde değişim gösterirken (nitritleme veya sementasyon), çelik üzerine TiN kaplanmasında olduğu gibi bazılarında ise özellikler çok ani değişim gösterir.

Yüzey işlemlerinden istenen özellikler çok çeşitlidir. Genellikle malzemelerin aşınma, sürtünme, darbe, ezilme, korozyon, yorulma, yüzey pürüzlülüğü, ısı ve elektriksel iletkenlik ve görünüm gibi özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmaktadır. Örneğin makinalardaki yatak ve dişliler gibi ağır yüklerle zorlanan parçalarda yorulma hasarına yolaçan eğilme ve yuvarlanmalı kontak direnci sağlamak için derin ve sert tabaka kalınlıkları gerekirken, düşük karbonlu çelik saçların korozyon direncini artırmak üzere galvanizleme de olduğu gibi veya birbirine göre hareketli yüzeyler arasındaki sürtünmeyi ve yüzeye yakın bölgedeki aşınmayı azaltmak üzere oldukça ince yüzey tabakaları gerekmektedir. Bu gibi ihtiyaçların çoğu yapılara uygulanan statik veya değişken gerilme durumları ve gradyenleri ile yüzey işlemi görecektir malzeme özellikleri arasındaki karmaşık etkileşimlerden kaynaklanmaktadır. Bu etkileşimlerin tanımlanması ve iyi anlaşılması araştırmalarda aktif bir alan olmaya devam etmektedir[28,29,30].

Yüzey işlemlerinin gittikçe artan uygulama alanları, çok ince tabakaların özelliklerinin ve yüzeyin performansını tayin eden yeni yöntemlerin bulunmasını gerektirmektedir. Örneğin ağır aşınmanın olduğu uygulamalar için çelik yüzeylere uygulanan ince sert kaplamaların performanslarının değerlendirilmesi tamamen değişik yeni yöntemler gerektirmektedir. Bu testlerden biri olan çiziktirme(scratch) testi kaplamanın tutunma gücünü (adhesion) iyi bir şekilde ölçen bir yöntem olarak kabul görmüştür. Kaplama kalınlığına, kaplamanın tutunma gücüne ve gerilme durumuna bağlı olarak bir çok yeni hasar biçimleri tanımlanmış, böylece kaplamalara uygulanan

bir çok yeni aşınma ve sürtünme deneyleri ortaya çıkmıştır. Yine eski kaplama kalınlığı ölçümü ve sertlik ölçümü deneyleri ince kaplamalar sözkonusu olduğunda yetersiz kaldığından bir çok yazar yeni özel yöntemler önermişlerdir[26-31].

5.2 Plazma (İyon) Nitrürleme Yöntemi

Çeliklere uygulanan ileri yüzey işlemleri arasında en geniş kullanım alanına sahip olanı iyon yada plazma nitrürleme işlemidir. Son yıllarda sadece plazma teknikleri üzerine çok sayıda konferans düzenlenmiş olup, dünyada günümüzde 1500'den fazla iyon nitrürleme tesisi bulunduğu tahmin edilmektedir[32].

İyon nitrürleme işlemi, NH_3 atmosferinde gerçekleştirilen geleneksel gaz nitrülemeye benzer termokimyasal bir yüzey işlemidir. Azot ferritik, ostenitik yada temperlenmiş martenzit içyapılara difüzyonla girerek, yüzeyde çok ince nitrür bileşiklerinin çökmesiyle yüzeyde önemli oranda dayanım artışı meydana gelir. Bu yöntem azot ve hidrojen gaz karışımı bulunan yaklaşık 1-10 torr basınç altındaki bir vakum kabında iyonlaşan gazların katot durumundaki malzemeye yüzeyine bombardıman ettirilmesi ile gerçekleşir[32,33].

İyon nitrürlemede vakum tutan bir kap içine iş parçasının katot olacak şekilde (negatif kutup) yerleştirilerek, iş parçası ile anod arasına 1000 V mertebelerinde doğru gerilim (DC) uygulanır. Bu sayede plazma oluşur. Hidrojen ve azot gazları vakum kabına verildiğinde parça yüzeylerinde (glow-discharge) denilen ve elektronlarla iyonlaşan gaz moleküllerinin parçaya hızla çarpmaları sonucu oluşan mor renkli bir ışığa görülür. İyonlar çarpması sonucu kinetik enerjilerinin parçaya aktarılması yüzeyin ısınmasına ve sıcaklığın düzgün bir şekilde yükselmesine sebep olur. Bu sırada parçanın üzerinden geçen plazma akımı parçayı ısıtmaya yeterlidir ve çoğu kez dıştan ısıtma gerekmez. İyon nitrürlemenin en önemli üstünlüğü, serbest azot atomlarının çelik yüzeylerinden içeri difüzyonu için, işlem sırasında yüksek enerjili azot iyon ve moleküllerinin yüzeye olan kütle transferinin artırılmasıdır. Bu sayede yüzey kısa sürede ısınır ve yüzeyden içeriye yayılım daha etkili bir biçimde gerçekleşir[34].

Ayrıca azotun seyreltilmesi için kullanılan hidrojen gazının yüzeyi temizleme ve azotun etkinliğini artırma etkisi işlemin verimini yükseltir. İyon nitrürlemede metal yüzeyinin oksit filmlerinden temizlenmesi özellikle paslanmaz çelik gibi yüksek alaşımlı çeliklerin nitrürlenmesini mümkün hale getirmiştir. İyon nitrürlemede azotun etkili bir biçimde yüzeyden difüzyonu iki farklı yaklaşımla açıklanmaya çalışılmıştır. Bunlardan ilkinde, yüzeyden sıçratılan Fe atomları ile plazmada var olan azot iyonlarının reaksiyonu sonucu oluşan FeN ve Fe₂N gibi yüksek dereceli nitrürlerin oluştuğu öngörülmekte, daha sonra bunların parça yüzeylerine çöküp, daha düşük dereceli nitrürlere dönüştükleri ve serbest bıraktıkları azotun malzeme içine doğru yayıldığı ileri sürülmektedir. İkinci modelde ise metal yüzeylerinde meydana gelen iyonik bombardıman sonucunda yüzeyde bir çok kafes boşlukları ve kafes hataları meydana geldiği ve bu yüzden azotun yayılımının arttığı iddia edilmektedir[35].

İyon nitrürlemenin geleneksel nitrürleme yöntemlerine göre bir çok üstünlükleri vardır. Bunlar arasında daha kısa sürede nitrürleme yapılabilmesi, düşük işlem sıcaklığı, minimum çarpılma ve çok temiz yüzey eldesi, düşük enerji kullanımı ve çevre kirliliğine yol açmadan işlem yapabilme sayılabilir. İyon nitrürleme karbonlu çeliklere semantasyon çeliklerine sıcak ve soğuk iş takımları, dökme demir ve paslanmaz çelik gibi hemen tüm demir esaslı malzemelere uygulanabildiği gibi alüminyum ve alaşımlarına titanyum ve alaşımlarına hatta sinter metallere başarıyla uygulanmaktadır. İyon nitrürleme yüzeyin mekanik ve tribolojik özelliklerini iyileştirmesi sebebiyle makina imalatında bir çok parça için kaçınılmaz yüzey işlemi haline gelmiştir. Dişliler krank milleri, subaplar, dövme kalıpları ve alüminyum ekstruzyon kalıpları örnek verilebilir[30,36].

5.2.1 İyon nitrürlenmiş bir metal yüzeyin yapısı

İyon nitrürlemede de geleneksel nitrürlemede olduğu gibi metal yüzeylerde başlıca iki tabaka oluşmaktadır. Bunlar en dışta beyaz tabaka (compound layer) ve yayılım bölgesinden (diffusion zone) oluşmaktadır. Beyaz tabaka gaz bileşimine, işlem süresi ve sıcaklığına, yayılım bölgesi ise esas olarak bunlara ilaveten malzemenin metalurjik özelliklerine bağlı olarak değişiklikler gösterir.

Diğer termokimyasal işlemlerde olduğu gibi iyon nitrürlemede azotun malzeme yüzeyinden içeriye doğru olan yayılımı kontrollu olarak ilerler. Literatürde bu konuda yapılan çalışmalarda iyon nitrürleme işleminin H_2-N_2 kullanılarak yapılması durumunda yayılım tabakası gelişiminin sadece N_2 veya diğer gazlarla nitrürlemeye oranla daha etkin olduğu bunun aktivasyon enerjilerindeki farktan kaynaklandığı ileri sürülmüştür[30].

5.2.2 Beyaz Tabaka

Beyaz tabaka en dış yüzeyde oluşan ince, sert ve gevrek yapıdır. Yapısında esas olarak $\gamma'-Fe_4N$ veya $\epsilon-Fe_{2-3}N$ metaller arası bileşikler bulunmaktadır. γ' ve ϵ bileşikler tek veya çok fazlı olabilirler. Tabaka demir ve azot bileşiği olduğundan sertliği ve diğer özellikleri malzeme bileşiminden bağımsızdır. İyon nitrürlemede gazın bileşimi beyaz tabakada oluşan fazların özelliklerini belirlemede en önemli değişken olmaktadır. Parçaların çalışma şartlarına bağlı olarak beyaz tabakanın oluşması istenir veya istenmez. ϵ aşınmanın önemli olduğu uygulamalarda tercih edilirken, γ' ise daha yumuşak ve sünek olduğundan aşınma dayanımı düşük fakat darbelere daha dayanıklı olduğundan bu tür uygulamalar için uygundur. Her iki tür bileşiği içeren beyaz tabakada her bir fazın oluşumu sırasında hacimsel genişlemelerdeki farklar iç gerilmeleri doğurur. Genellikle yayılım tabakası ile olan arayüzün dayanımı da zayıftır. İç gerilmeler zayıf kristal bağı ve ince tabaka kalınlığı bu tür beyaz tabakanın küçük yükler altında bile kolayca çatlamasına neden olmaktadır. Özellikle değişken tekrarlı zorlamalar altında çalışacak makina parçaları için beyaz tabakanın varlığı yorulma çatlağı başlangıcı oluşma riskini artırmaktadır. Beyaz tabakanın bu sert ve gevrek yapısı nedeniyle, bulunması istenmeyen durumlarda ek bir takım mekanik ve kimyasal işlemlerle kaldırılabilir. Pahalı ve zor olan bu yöntemler yerine alternatif olarak literatürde (brigth) nitrürleme olarak anılan ve beyaz tabakanın hiç oluşmaması için gaz karışımındaki azot miktarının belli bir sınırın altında tutulmasını öngören bir işlemdir. İşlem atmosferindeki azot potansiyeli malzeme yüzeyinde nitrür tabakası oluşturmayacak düzeyde düşük olduğundan bu yöntemde yüzeyde hiç beyaz tabaka oluşmaz veya çok az diğer fazlara göre daha sünek olan Fe_4N oluşur[30].

Diğer bir yöntem ise kademeli nitrürleme yapmaktır. Bu yöntemin asıl amacı işlem süresini azaltmaktır, aynı zamanda beyaz tabaka kalınlığı da azalır. Yüksek azot potansiyelli bir ortamda yapılan nitrürleme işleminden sonra gaz karışımındaki azotun miktarı azaltılarak veya sadece soy gaz (argon) kullanarak, sıcaklık ve zamanla yüzeyde meydana gelen tabakanın içeriye yayındırılması ile gerçekleştirilir[30].

5.2.3 Yayınım Tabakası

Difüzyon tabakası azotun yayınarak girdiği çekirdek mikro yapısına sahip bölgedir. Demir esaslı malzemelerde azot katı eriyik halinde çözünürlülük sınırına kadar (% 0.4) yapıda kafes boşlukları arayerlerde bulunabilir. Sadece katı eriyik sertleşmesi sertliği çekirdek sertliğinin biraz üstüne çıkarabilmektedir. Kabuk derinliği, işlem sıcaklığı, işlem süresi ve malzemenin alaşım içeriğine bağlı olarak değişir. Azot yoğunluğu çekirdekten yüzeye doğru giderek artmakta, çözünürlülük sınırı aşıldığında çok ince bağdaşık nitrür çökeltileri oluşmaktadır. Bu çökeltiler hem tane sınırlarında, hem de tane içlerinde çökelebilmektedir. Demir nitrür veya diğer alaşım nitrürleri kafes yapısının çarpılmasına ve dislokasyonların kilitlenmesine neden olmakta ve sertliğin çok yüksek değerlere çıkmasına neden olmaktadır[30].

Azot atomları kafes yapıda oktahedral arayerlere yerleşmektedir Yayınım tabakasında kafesin azota doyması ve nitrürlerin çökmesinin sonucu olarak kabuk çekirdeğe oranla genişlemeye çalışacak, ancak çekirdeğin buna izin vermemesinden dolayı yüzey ve yüzeye yakın bölgelerde basma iç gerilmeleri meydana gelirken, çekirdekte bunları dengeleyen çekme gerilmeleri oluşacaktır. Demirin nitrürlenmesiyle γ' -Fe₄N ve α'' -Fe₁₆N₂ gibi nitrürler oda sıcaklığına soğuma esnasında oluşurken, Fe-Cr alaşımlarında ise demir nitrür çökeltilerinin yanısıra CrN veya Cr₂N nitrürleri çökelmektedir. Özellikle paslanmaz çeliklerde görülen bu tür nitrürler işlem sıcaklığında çökelmektedir. Yüksek kromlu çeliklerde tane içlerinde ince dağılmış CrN çökeltilerinin yanısıra tane sınırlarında Cr₂N çökeldiği gözlenmiştir. Bu tür çeliklerde çökelti tane sınırlarında başlamaktadır.

Azotun yüzeyden içeriye doğru yayılımı sonucu kafesin azota doymasıyla metalin içerdiği alaşım elementleri ile oluşan nitrürler sertliğin artmasını sağlayacaktır. Yüzey sertliği başlıca Al, Cr, V, Ti, Mo gibi nitrür oluşturan alaşım elementlerinin bulunmasına bağlıdır. Yüzey sertliğini artırma etkisi açısından sıralandıklarında en çok artıran Al dan başlayarak Ti, Cr, Mo ve V şeklinde sıralanabilir. Ancak bu elementlerin miktarlarındaki artış sertleşme derinliğini sınırlar. Kuvvetli nitrür yapıcı olmaları nedeniyle sertliğin çok artmasına yolaçan bu elementlerin oluşturduğu nitrür çökeltileri bizatihi azotun yayılımını önemli ölçüde engellerler. Al dışındaki nitrür yapıcılar aynı zamanda kuvvetli karbür yapıcı olarak bilinmektedir. Daha önce meydana gelmiş karbürler, nitrürleme esnasında çözünerek nitrür yapıcıları serbest bırakırlar ve karbon çekirdeğe doğru yayınarak nitrür tabakası önünde karbonca zengin bir bölge meydana getirir. Dolayısıyla yüzeydeki nitrür tabakasında karbonca fakirleşme gerçekleşmektedir. Çeliklerde artan karbon miktarı ile beyaz tabaka kalınlığı artarken yayılım tabakası sığlaşmaktadır. Bu karbonun azotun yayılım katsayısını düşürmesi ile açıklanmaktadır[29-33].

5.2.4 İşlem Parametrelerinin Etkisi

İyon nitrürleme saf azot, azot+soygaz, kırılmış amonyak veya azot+hidrojen ortamlarında gerçekleştirilebilir. Yüksek sertlik ve kalın tabaka kalınlıkları elde edebilmek için en uygun gaz karışımı N_2-H_2 çiftidir. Yüzeyde beyaz tabaka oluşturmaksızın sadece yayılım tabakası yapmak veya yüzeyde istenen herhangi bir tabakayı oluşturmak esas olarak gaz karışımındaki azot miktarına bağlıdır. Gaz karışımında azotun %5 den az olması durumunda yüzeyde beyaz tabaka oluşmamakta, %15-30 arasında tek fazlı $\gamma'-Fe_4N$ tabakası, %60-70 arasında azota ilaveten %1-3 arası metan yada etan kullanılması yüzeyde tek fazlı $\epsilon-Fe_{2,3}N$ tabakası oluşturacaktır. ϵ türü beyaz tabaka özellikle aşınmaya karşı çalışacak parçalar için istenen bir tabakadır.

İyon nitrürleme yayılım kontrollü bir işlem olduğundan sıcaklık, yüzey sertliği ve tabaka derinliğini etkileyen bir faktördür. Artan nitrürleme sıcaklığı ile yayılım bölgesinin derinliği artacaktır. Bunun yanı sıra beyaz tabaka da sıcaklıkla artmaktadır.

Verilen bir nitrürleme süresi için artan sıcaklıkla yüzey sertliği düşmekte sertlik profili içeri doğru yatıklaşmaktadır. Düşük sıcaklıklarda ise yayınan azot miktarının az olması nedeniyle yüzey sertliği yine düşebilmektedir. Yüksek yüzey sertliği için her malzemede farklı optimum bir sıcaklık aralığı tanımlanabilir.

İşlem süresiyle kabuk kalınlığı doğal olarak artacaktır. Ancak belirli bir nitrürleme sıcaklığı için özellikle uzun süreli nitrürleme işlemlerinde elde edilen yüzey sertliklerinde düşme olmaktadır. Burada da verilen bir işlem sıcaklığı için yüzey sertliğini maksimum yapan optimum bir sürenin olduğu söylenebilir. Literatürde kabuk kalınlığı ile süre arasında parabolik bir ilişki olduğu sıkça belirtilmektedir. İyon nitrürlemede diğer işlem parametreleri de tabaka özelliklerini etkilediğinden herhangi bir malzeme için uygun işlem parametrelerinin bulunması gereği açıktır[32-33].

5.3 İyon İmplantasyonu

Malzeme içine çok yüksek enerjili iyon bombardımanı ile iyonların yüzeyden içeri zorla sokulması (çakılması) ile gerçekleşen bir yüzey işlemidir. Parça yüzeyinin kimyası işlem sırasında değiştirilir ve işlem genellikle oda sıcaklığında gerçekleşir. Özellikle bazı malzemelerde yüksek akımlarla çalışılması halinde sıcaklığın 400°C ye kadar yükseldiğinin görülmesi yüzünden iyon implantasyonu termokimyasal bir işlem olarak da düşünülmektedir.

Yüksek enerjili iyonlar parça yüzeyinden içeri girerlerken malzemenin kafes yapısında çok sayıda boşluklar ve arayer noktasal kusurları yaratırlar. Bu yöntemle parçaların içine denge derişikliklerin çok üzerinde iyon derişiklikleri verilebilir. İyon implantasyonu ile elde edilen tabaka kalınlıkları oldukça incedir. (0.2µm kadar)

Yaratılan kristal kusurları ve aşırı doymuş alaşımlama etkisiyle iyon implantasyonu yapılan parçaların tabakalarında çok yüksek dayanım ve sertlik artışı sağlanmaktadır. Düşük işlem sıcaklığından ötürü hemen hiç distorsiyon oluşmamaktadır[38].

5.4 İyon Nitrürleme ve Azot İyon İmplantasyonunun Karşılaştırılması

İyon nitrürleme ve azot iyon implantasyonu parça yüzeylerinde sert bir tabaka elde etmek için kullanılan iki farklı yüzey işlemidir. Her bir işlemin ilerleyişi, elde edilen tabakaların özellikleri, oluşturulan metalurjik dayanım artırıcı mekanizmalar ve maliyetleri açısından önemli farklar vardır. İyon nitrürleme günümüzde çok sayıda endüstriyel komponentin kütle üretiminde yüzey sertleştirme yöntemi olarak geniş kabul görmüş, daha gelişmiş bir teknolojidir. Azot iyon implantasyonu ise daha çok hassas takım ve komponentlerin yüzey sertleştirme işlemlerinin yapılmasında iyon nitrürlemenin yanısıra yada onun yerine kullanılabilen henüz gelişmekte olan daha yeni bir teknolojidir. İyon nitrürleme ısı aktivasyonla yürüyen, dengeli, göreceli olarak daha derin sertleşmiş tabakalar elde edilebilen difüzyon mekanizmasının etkin olduğu bir işlemdir. Azot iyon implantasyonu ise ısı aktivasyonu gerekmeyen, dengesiz, fiziksel olarak süren göreceli olarak çok ince son derece sert tabakaların elde edilebildiği, balistik alaşımlama prosesidir denebilir. İyon nitrürleme glow discharge denen ışımalı boşalım içinde ve yüksek sıcaklıkta meydana gelirken, iyon implantasyonu atomik parçacık hızlandırıcısı denen bir cihaz içinde, çok yüksek vakum altında ve oda sıcaklığında gerçekleşir. İyon nitrürlenmiş yüzey tabakaları içinde dayanım artışı esas olarak geçiş metallerinin nitrürlerinin çökmesine bağlı iken, iyon implantasyonunda bu daha çok dislokasyonların çivilenmesiyle (dislocation-pinning) ilgilidir. Her iki yöntemin işlem ve elde edilen tabakalarının özellikleri sırasıyla Tablo 5.1 ve Tablo 5.2 de verilmiştir.

Tablo 5.1 : İşlem özellikleri açısından iyon nitrürleme ile iyon implantasyonunun karşılaştırılması

İşlem	Tip	İşlem süresi (saat)	İşlem Basıncı (torr)	İşlem sıcaklığı °C
İyon nitrürleme	Isıl difüzyon	10-30	0.2-10	400-800
İyon implantasyonu	Fiziksel enjeksiyon	1-6	10^{-6}	<200

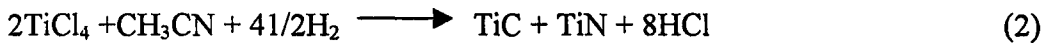
Tablo 5.2: Tabaka özellikleri açısından iyon nitrürleme ile iyon implantasyonunun karşılaştırılması

İşlem	Tabaka kalınlığı (µm)	Atomik bileşim %	Dayanım artış mekanizması	Sertlik R _c Eşdeğeri
İyon nitrürleme	400	10	metalik nitrür	62-70
İyon implantasyonu	1	50	metalik nitrür, disl. çivilemesi, basma gerilmeleri	80-90

Gelecekte iyon nitrürleme uygulamada çok sayıda düşük maliyetle yüzey sertleştirilecek parçaların yüzeylerinin işlenmesinde artan kullanıma sahip olacaktır. Şu anki ve gelecekte iyon implantasyonu uygulamaları ise yüksek hassasiyet, az sayıda küçük parçalar yüksek maliyetli takım ve komponentler için kullanılacaktır. İyon implantasyonu ve iyon nitrürleme gelecekte yüzey işleme olarak gelişmeye devam edecektir[39].

5.5 Kimyasal buhar çökeltme yöntemi (CVD)

Kimyasal buhar çökeltme yöntemiyle metal yüzeylere elektrolitik kaplamalara benzer tabakalar kaplanmaktadır. Bu yöntemde gaz fazındaki reaktanlar arasında meydana gelen kimyasal tepkimelerin sonucu oluşan tepkime ürünleri vakum altında numune üzerine çökeltmektedir. Tipik CVD uygulamasına örnek olarak takım çelikleri üzerine alaşım karbür veya nitrürlerinin çökertilmesini verebiliriz. Örnek olarak sinterlenmiş sert metal takım üzerine Titanyum karbonitrür tabakası aşağıdaki reaksiyonlarla gerçekleşir.



İlk reaksiyonla 850 °C civarında ilk karakteristik çökeltme meydana gelirken, ikincide 780 °C civarındadır. CVD kaplamalar için numune sıcaklığı önemlidir. Takım çeliklerine yaygın olarak uygulanan TiN kaplamalarının Titanyumtetraklorür ve

amonyak arasındaki tepkimeleriyle CVD ile çökeltilmesinde numune sıcaklığı 1000 °C civarındadır. Bu yüksek çökeltme sıcaklığından ötürü işlem sonrası parçalara ilave sertleştirme işlemlerinin uygulanması gerekir ki bu işlemler esnasında tabakalarda birtakım distorsiyonlar ve bozulmalar oluşabilmektedir[28].

5.6 Fiziksel Buhar Çökeltme Yöntemi. (PVD)

PVD diğer bir yüzey modifikasyon yöntemi olarak numuneler üzerinde yine CVD deki gibi tabakalar veya kaplamalar oluşturur. Bu yöntemde yoğunlaştırılacak atom yada moleküller bir vakum kabı içindeki hedef malzemeden fiziksel olarak ayrılarak, numune üzerine çökeltmektedir. PVD sistemine uygun reaktif gazların (N_2 gibi) verilmesiyle saf atom tabakaları, metal nitürleri karbürleri veya oksitleri çökeltilebilmektedir. Esas olarak yoğunlaştırılacak atomların üretilme yöntemlerine göre değişen PVD sistemleri geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden bazıları buharlaşma, sputtering ve iyon kaplama sayılabilir[28].

Buharlaşmalı PVD sisteminde serbest atomlar hedef kaynağın, indüksiyon bobini, elektriksel direnç veya elektron ışınlar yardımıyla vakum altında buharlaşan atomlar vakum kabı içerisinde hareket ederek soğuk iş parçası üzerine çökeltmektedir. Yapışma ve üniformluk problemleri yüzünden tek başına buharlaşmalı PVD yöntemi yerini sputtering ve iyon kaplama yöntemlerine terketmiştir.

Sputtering PVD sisteminde kaplanacak atom veya moleküller argon gazı bulunan vakum kabı içindeki katot olarak bulunan hedef malzemeden elde edilir. Pozitif yüklü argon atomları katot hedefe hızla çarptırılarak, hedeften atomları sökerler, bu atomlar numuneye doğru taşınıp numuneye çökeltirler. Çökeltme hızını artırmak üzere magnetik alanlardan yararlanılabilir. Bu magnetik alan argon atomlarının iyonizasyonunu artırarak hedef atomlarının üretim hızını önemli oranda artırır. Bu geliştirilmiş yöntem Magnetron Sputtering olarak bilinmektedir.

İyonkaplama PVD yönteminde ise kaplanacak atomların kaynağı yine buharlaştırmadır. Burada kaynak metal anot, kaplanacak numune ise katot yapılmıştır.

Sonuçta numune etrafında bir plazma oluşur ve buharlaşan atom veya iyonlar numune üzerine çok yüksek enerjiyle çarparlar. Bu sayede numune yüzeyi homojen olarak temizlenerek aktif hale gelir ve çok yoğun ve üniform tabakalar üretilir. Yöntem literatürde iyon kaplama veya plazma destekli PVD olarak geçmektedir. Bu yöntemle üretilen 5-10 μm kalınlığındaki kaplamaların yapısı ve özellikleri numune sıcaklığı, argon gazının basıncı içerisindeki atom ve moleküllerin bağlı enerjileri gibi işlem parametrelerine oldukça duyarlıdır[28].

PVD ile kaplamanın en önemli üstünlüğü numune sıcaklığının 500 °C civarında olmasıdır. Bu yöntemle özellikle takım çeliklerinin , kesme kalıplarının aşınma dayanımları ve ömürleri önemli oranda artırılmıştır. 2500 HV ve daha yüksek sertliğe sahip TiN veya diğer alaşım nitrürleri, karbür ve karbonitrür tabakaları oluşturulabilmektedir. Ortopedik protezler bu yöntemin uygulanmasıyla paslanmaz çelik ve titanyum üzerine TiN ve elmas benzeri kaplamalar yapılmakta ve bu konudaki araştırmalar devam etmektedir.

5.7 Biyomalzemelerin Yüzey işlemleri

Metalik cerrahi implantlar, insan vücudunun ılık tuzlu ortamında korozyona uğrarlar. Altın dışındaki tüm elementler, Gibbs serbest enerjilerini azaltmak için çözeltiler içinde, basit ve karmaşık iyonlar şeklinde çözünürler ve korozyon ürünleri olarak ayrışır. Kendilerine özgü üstün dayanımları, toklukları işlenebilirlikleri ve düşük korozyon hızlarından dolayı cerrahi alaşımlar ortopedik ve diş protezlerinin yapımında kullanılırlar. Metalik protezler korozyona uğrarken protezlerin yapıldığı özel cerrahi alaşımlardan bazı elementler ve bunların bileşikler yerel dokulara geçerler ve büyük olasılıkla vücudun diğer kısımlarına dolaşım yolu ile taşınırlar. Bunlar, demir, krom, nikel, kobalt, molibden, titanyum, alüminyum ve vanadyumdur. Bunların tümü cerrahi 316L paslanmaz çelik, döküm Co-Cr-Mo ve titanyum alaşımlarının ana alaşım elemanlarıdır. Günümüzde vücutta çözünün bu elementlerin uzun süreli birleşik etkileri tam anlamıyla anlaşılamamıştır. Cerrahi alaşımların korozyon hızlarının azaltılmasına katkıda bulunan çalışmalar ilerledikçe implanta bağlı komplikasyonların giderek azalacağı söylenebilir[1,20,25,39].

Son yıllarda tıbbi uygulamalarda kullanılan implant malzemelerinin yüzey özelliklerinin iyileştirilmesinde iyon implantasyonunun kullanımı önem kazanmıştır. Yapay kalça, diz ve diğer ortopedik protez parçalarının aşınma direncini arttırmak için iyon implantasyonu uygulanması günümüzde ticari doygunluğa ulaşmıştır. 1995'de A.B.D'de yaklaşık 160.000 adet böyle komponente azot iyon implantasyonu uygulanmıştır[38,39].

Aşınma performansındaki şaşırtıcı iyileştirmeye ilave olarak tabakanın mükemmel yapışması ürün kozmetiği ve orta seviyede eklenen maliyet gibi faktörler yöntemin hızlı bir şekilde kabul görmesine katkıda bulunmuştur. Malzeme bilimi bakış açısından iyon implantasyonunun daha yeni bir alan oluşu nedeniyle ortopedik uygulaması basit ve doğrudandır. Her yeni uygulama önemli araştırma ve geliştirme süreçleri geçirdikten sonra teknik seviyede çok sayıda olasılıklar ve çeşitlilikler ortaya çıkabilir.

5.8 Biyomedikal Uygulamalar ve Gelişmeler

Halen kullanılmakta olan klasik implantların çoğu tipik 316L paslanmaz çelik ve Cr-Co alaşımlarından yapılmaktadır. Protezlerin imalinde kullanılan malzemelerden paslanmaz çeliklerden ortopedik vida ve plakları, ameliyat araç gereçlerini Cr-Co alaşımlarından değişik soketleri ve titanyumdan bazı kalça ve diz protelerini sayabiliriz. 316 L paslanmaz çelik ucuzdur kolay işlenir ve çok iyi parlatılır. Bu yüzden ortopedik implant alanında son 30 yılda geniş bir biçimde kullanılmaktadır. Cr-Co alaşımları ilk kez diş protezleri alanında geliştirilmiş ve döküm teknikleri kullanılarak karmaşık şekillerde elde edilmişlerdir. Son yıllarda özellikle klorlu çözeltilerde çok yüksek korozyon ve yorulma dayanımından dolayı daha fazla miktar implant titanyumdan yapılmaktadır. Düşük yoğunluğa sahip olması ise özellikle total diz protezi gibi büyük protezler için önemli bir karakteristiktir. Titanyum alaşımları özellikle paslanmaz çeliğe oranla daha pahalıdır. Ancak düşük yoğunluğun ve daha iyi mekanik özellikleri sayesinde komponentlerin toplam ağırlığının azlığı nedeniyle maliyetleri çok da fazla olmamaktadır. Titanyum alaşımları paslanmaz çelik gibi kolay işlenemezler, ayna parlaklığındaki son yüzey işlemine getirmek kolay değildir. Ayrıca

sürtünme aşınma davranışı, -özellikle mafsallarda protezlerdeki metal-polimer çifti için genellikle iyi değildir. Titanyum total kalça protezleri bir kaç yıl önce yetersiz ön in-vitro çalışmaların arkasından hastalara implante edildi ve bir çok vakada hasara uğrayan protezler incelendiğinde titanyum küresel kafada ve karşılığında aşırı aşınma ve kararma gözlemlendi[1, 15,31].

Ortopedik protez imalatı alanındaki başlıca üreticilerden biri olan Biomet firmasının bir yorumunda Co-Cr alaşımlarının, titanyumdan daha iyi olan işlenebilirlikleri ve iyi yataklama özelliğinden dolayı titanyumun yerini alacağı iddia edilmektedir. Co-Cr alaşımı yüksek yorulma ve oldukça iyi korozyon direncine sahiptir. Özellikle malzeme dövme yapıda CNC’de kolaylıkla işlenebilmekte döküm yapısında da bulunabilmekte ve geleneksel yöntemlerle de işlenebilmektedir[19].

Titanyum alaşımları için sözkonusu olan yukarıda ki probleme birçok araştırmacı tarafından çözüm olarak, titanyum alaşımının ve polimer çiftinin aşınma dayanımını artırmak üzere yüzey sertleştirme işlemleri önerilmiştir. Bu işlemler titanyumun azotlu bileşiklerine dayanan üç değişik işlem olarak öngörülmüştür. Bunlar titanyum yüzeylerini TiN ile kaplamak, iyon nitrürleme ve azot iyon implantasyonudur[40].

Biyomalzemelerin ticari düzeyde, iyon implantasyonu esas olarak Ti-6Al-4V ortopedik protez alaşımına uygulanmıştır. 0.1µm kalınlığında azot iyon implantasyonu (atomik olarak %20 civarında) yüzeyde meydana gelecek aşınmayı çok kuvvetli bir biçimde azaltmaktadır. Geçmişte ortopedik Ti alaşımları, yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE) sürtünme eşine karşı fazla miktarda aşınma göstermekteydi. Ti-6Al-4V alaşımının mükemmel biyo-uyumluluğu, düşük elastisite modülü ve yüksek yorulma dayanımı gibi özelliklere sahip olması, protezin kemikten gevşemesi problemini çözmek için bu özelliklerin uygun dizaynlarda kullanılabileceği fikrini ortaya çıkarmıştır. Aşınma konusu bir risk faktörü olarak ortaya çıkmış ve titanyum alaşımlarının protez dizaynını sınırlamıştır. Açıkça azot iyon implantasyonu ile bu konu tam olarak çözülmüş olup yöntem bu endüstride gerekli yerini almıştır. Yapay diz mafsallının parçaları, kalça ve omuz mafsallarının yuvarlak baş kısımları iyon implantasyonu yapılan komponentler arasındadır[1,15,39].

İyon implantasyonu işlemi gibi ortopedik malzeme teknolojisinde yapılacak küçük ilerlemeler sonuçta insanlığa hizmette ve ekonomik yarar sağlamada önemli olacaktır. Her yıl A.B.D’de yaklaşık 250.000 hastaya kalça veya diz protezi takılmaktadır. Bunun ekonomik maliyeti 5 milyar dolar, bu protezlerin ömrü ortalama 10 yıl kadar olmaktadır. Yapılmış ameliyatlarda %30’u kadarında kemikten gevşeme gerçekleşmekte olup hastaları ağrılı ve fonksiyonsuz hale getirmektedir. Sadece iyon implantasyonu ile aşınmanın azaltılarak protez ömrünün artırılması ile yüzlerce milyon dolarlık tasarruf sağlanacağı açıktır[15].

Kemik plaklarına azot iyon implantasyonu yorulma ömrünü arttırmak için kabul edilebilir ve ekonomik bir işlem olarak yapılmaktadır. Gelecekte biyomalzemelerin yüzeyleri uygun teknik ve uygulama biçimlerinin gelişmesi ile iyon nitrürleme ile işlenebileceği beklenmektedir.

6. YORULMA DENEYLERİNDE YÜKLEME ŞARTLARININ SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE BELİRLENMESİ

Bu çalışmada iyon nitrürleme ostenitik paslanmaz çelikten cerrahi implant malzemelerine uygulanarak, yorulma dayanımlarında önemli artış yapılabileceğinin gösterilmesi amaçlanmıştır. Deneysel çalışmada ortopedik tesbit araçlarının yapımında geniş olarak kullanılan soğuk şekil değiştirmiş AISI 316L çeliğinden özel olarak hazırlanmış tek delikli plak numuneleri kullanılmıştır. Tespit plağı şeklindeki numuneler dört noktadan eğme şeklinde zorlanarak yorulmuştur. Deney numuneleri ortasında standart kemik plaklarında bulunan delik geometrisinde, bir adet delik içermektedir. Dört noktadan eğme şeklindeki yükleme biçiminde ortadaki mesnetler arasında sabit kalan bir eğme momenti etkimekte ve plastik akmayı belirleyen en büyük eşdeğer gerilme (von Mises) ile yorulma çatlağının başlaması için önemli olan en büyük asal gerilme doğal olarak kesitin minimum olduğu delik kenarlarında ortaya çıkmaktadır. Sonlu elemanlar yönteminin bu tür karmaşık kesitlerdeki gerilme dağılımlarının bulunmasında faydalı olacağı düşünülmüş ve kemik plağı şeklindeki numune birebir modellenerek, kritik kesitteki gerilmelerin artan dış yük ile değişimi belirlenmiştir.

Dört noktadan eğme deneyinde plak alttan iki mesnede oturmakta, bunların arasındaki mesnetlerden ise yük ikiye bölünerek uygulanmaktadır. Bu tür deneylerde artan yük ile esneyen plak sabit mesnetler üzerinde kayabilmektedir. Dolayısıyla yüke bağlı olarak zorlanma şatları değişeceğinden yük-gerilme ilişkisi doğrusallıktan sapmaktadır. Hem doğrusal olmayan yükleme halinin belirlenmesinde ve hem de kritik kesitteki homojen olmayan gerilme dağılımlarının incelenmesinde sonlu elemanlar yönteminin kolaylık sağlayacağı açıktır[41].

6.1 Yaklaşım ve Model

Sonlu elemanlar Yöntemi (FEM) değişik mühendislik problemlerinin çözümünde başarı ile kullanılmaktadır. Bu yöntemde fiziksel ortam, sonlu eleman olarak adlandırılan alt bölgelere ayrılır ve elemanların düğüm noktası denilen noktalardan birbirlerine bağlanarak tüm yapının oluştuğu düşünülür. İncelenen probleme göre her bir eleman için kurulan eşitlikler biraraya getirilerek tüm sistemin davranışını veren denklem takımına ulaşılır. Denklem takımı sınır koşullarına göre düzenlenip elde edilen eşitlikler sistemi çözülerek aranılan fiziksel değerler düğüm noktaları için bulunur. Bu değerler yardımıyla diğer fiziksel büyüklüklerin ortam içindeki dağılımı uygun hesaplamalarla türetilir. Çok sayıdaki bu sayısal işlemlerin yapılması ancak bilgisayarlar yardımıyla mümkün olmaktadır. Bu çalışmada ANSYS™ V.5.4 FEM yazılımı kullanılmıştır.

6.2 Model Sonuçlarının Güvenilirliği

Yöntemde fiziksel ortam sonlu sayıda elemana bölündüğünden ve çözüm sayısal olarak gerçekleştiğinden sonuçların güvenilirliğinden emin olunması gerekmektedir. Kurulan modelin ve yapılan hesaplamaların yeterli yaklaşıklıkta olup olmadığı;

-deneysel olarak belirlenmiş sonuçlar,

-analitik çözümü bilinen durumlara ait çözümler

-kendi içinde karşılaştırmalar yapmak üzere sonlu elemanlar yöntemi ile türetilmiş sonuçlar ile karşılaştırılarak sınıranır. Bu karşılaştırmaları yapabilmek için gerilme ve şekil değişimi olarak iki fiziksel büyüklük dikkate alınmıştır. Her iki fiziksel büyüklüğün doğru hesaplandığından emin olmak için aşağıdaki karşılaştırmalar yapılmıştır.

Gerilme seviyeleri Şekil 7.4’de gösterildiği gibi dört noktadan eğme ile zorlanan düzgün dikdörtgen kesitli delik içermeyen bir kirişte değişik yaklaşımlarla hesaplanmış ve bulunan en büyük çekme gerilmesi değerleri Tablo 6.1’ de verilmektedir.

Tablo 6.1: Dört noktadan eğilmeye zorlanan dikdörtgen kesitli bir plakta 1000 N'luk yük altında değişik yaklaşımlarla hesaplanan en büyük çekme gerilmesi değerleri

Model	Gerilme(MPa)
Analitik çözüm	207
Düzlem gerilme halinde sayısal çözüm (2 boyutlu)	202
Düzlem genleme halinde sayısal çözüm (2 boyutlu)	203
Üç boyutlu sayısal çözüm	203

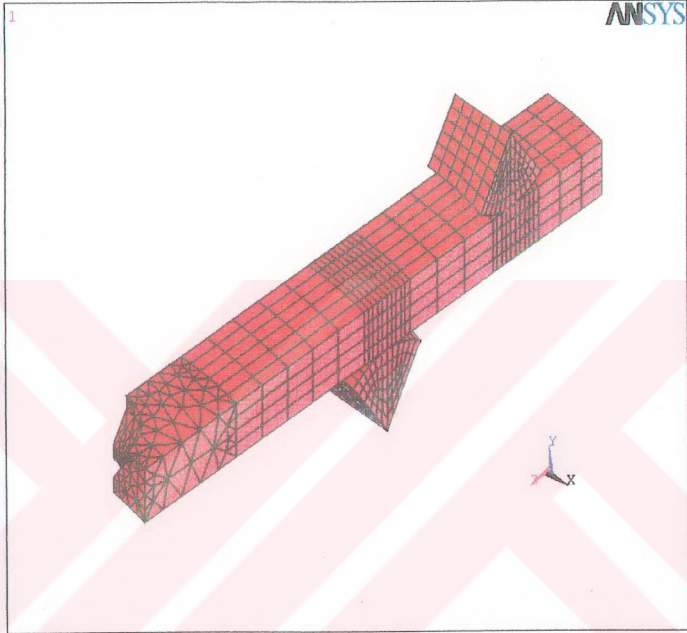
Tablo 6.1'den analitik olarak hesaplanan gerilme değerinin iki boyutlu sayısal sonuçlara çok yakın olduğu görülmektedir. Üç boyutlu modelle hesaplanan yüzeydeki en büyük çekme gerilmesi plağın tam ortasındaki kesittekenarında 181 MPa ve yüzeyin ortasında 229 MPa olmakta, yüzeydeki tüm düğüm noktaları dikkate alınarak hesaplanan ortalama değer ise 203 MPa olmaktadır.

Tablo 6.2: Dört noktadan eğilmeye zorlanan eğrisel yüzeyli ve delikli bir plakta 1000N'luk yük altında değişik yaklaşımlarla hesaplanan en büyük çekme gerilmesi değerleri

Model	Gerilme(MPa)
Analitik çözüm (8 mm delik için çentik katsayısı 1.895 alındı.) [46].	1008
Delikli plakta sayısal çözüm (3 boyutlu)	756
Delikli plakta mesnetli sayısal çözüm (3 boyutlu)	703

Tablo 6.2'de yüklemenin plağa temas eden mesnetler aracılığıyla yapıldığı modelden elde edilen sonucun, diğer yüklerin direkt düğüm noktalarına uygulandığı model sonucuna daha küçük çıktığı görülmektedir. Ayrıca Şekil 7.4'de yükleme durumu şematik olarak olarak gösterilen tespit plağının 2500 N'luk yük altında yaptığı sehimi deneysel olarak 1.1 mm olarak ölçülmüştür. Delikli plak ve temas yüzeyli modelin çözümü aynı sehimi 1.12 mm olarak vermektedir. Bununla da yetinilmemiş plağın merkezindeki delikten 10 mm mesafede plak yüzeyine strain gage yapıştırılmış ve aynı yükleme şartlarında elde edilen birim şekil değiştirmeler FEM çözümleriyle karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak yapılan hesaplamaların ve çözümlerde kullanılan temas elemanı özelliklerinin tutarlı olduğu ve sayısal çözümlerin sağlıklı olduğu sonucuna varılmıştır.

6.3 Sonlu Elemanlar Modeli



Şekil 6.1 Sonlu elemanlar modeli.

Çözümlerde simetri koşullarından yararlanılarak tüm yapının dörtte biri ele alınmıştır. Oluşturulan sonlu elemanlar modeli Şekil 6.1’de görülmektedir. Modelde kullanılan sonlu elemanların mekanik özellikleri Tablo 6.3’te görülmektedir. Üç boyutlu çözümlerde 4567 adet düğüm noktası ve 3117 adet eleman kullanılmıştır. Plağa en fazla 2500 N’luk dış yük uygulanmış bu yüke 20 eşit adımla çıkılmıştır.

Tablo 6.3: Sonlu elemanların mekanik özellikleri

Eleman özelliği	Değer
Plak elemanı elastiklik modülü	193 GPa
Plak elemanı poisson oranı	0.29
Mesnet elemanı elastiklik modülü	206 GPa
Mesnet elemanı poisson oranı	0.3
Temas Elemanı kayma rigitliği	2060 MPa
Temas elemanı için sürtünme katsayısı	0.1

Yorulma deneylerinde uygulanan yüke karşılık plağın kritik kesitindeki gerilme değerlerinin bilinmesi gerekmektedir. Özellikle büyük zorlamalar altında plastik şekil değişiminin oluşup oluşmadığı en büyük eşdeğer gerilme değeriyle kıyaslanabilir. Bu amaçla von Mises akma kriterine göre hesaplanmış en büyük eşdeğer gerilmenin ve kesitte meydana gelen en büyük asal gerilmenin artan yük ile değişimleri belirlenmiştir.

7. İYON NİTRÜRLENMİŞ İNTERNAL TESBİT PLAKLARININ YORULMA DENEYLERİ

Biyomedikal mühendislik alanında, metalik ortopedik implantların uzun süre özelliklerini koruyabilmelerini son gelişmelerin önemli konuları arasındadır. Kırık iyileşmesinde ya da düzeltici ortopedik ameliyatlardan sonra kemiklerin yeniden yapılanması için kullanılan internal tesbit araçları, vücudun korozyif ortamında tekrarlı mekanik zorlamalara sürekli olarak maruz kalırlar. İmplantların en önemli hasar mekanizmasının yorulma olduğu bir çok çalışmada gösterilmiştir. Bu nedenle iyileşme gerçekleşmeden implantların hasara uğramaması için, implant malzemelerinin ve komponentlerin, yorulma davranışlarının tahmini, özellikle korozyif etkilerin bilinmesi çok önemlidir. Malzemelerin yorulma ömürlerinin artırılması için mekanik ve termokimyasal yüzey işlemleri önerilmiştir. Değişik yüzey işlemleri arasında B, C, İr, Nb ve özellikle N₂'nin iyon implantasyonun pahalı olmasına karşın ortopedik implantlara çok yüksek uygulama potansiyeli vardır. Ortopedik implantların yapıldığı Co-Cr alaşımları, bazı Ti alaşımları ve ostenitik paslanmaz çeliklere başarı ile azot iyon implantasyonu yapılmıştır[40].

İyon nitrürleme çeliklerin yorulma ve aşınma dayanımlarını artırıcı diğer bir termokimyasal yüzey işlemi olup son yıllarda geleneksel nitrürleme işlemlerine oranla daha fazla önem kazanmaktadır. Bunun nedeni olarak bütün çelikler için iyon nitrürlemede daha iyi yorulma ve aşınma direnci sağlaması söylenebilir[42].

Bu çalışma iyon nitrürlenmiş paslanmaz çelik ortopedik implantların uzun süreli sağlamlığı biyouyumluluğunu da içeren detaylı bir araştırma projesinin ilk aşaması olarak iyon nitrürlenmiş 316L paslanmaz çeliğin yorulma özelliklerine etkisini göstermeye yöneliktir.

Tablo 7.1: AISI 316 L Paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi(%ağırlık)

%C	%Si	%Mn	%P	%S	%Ni	%Cr	%Mo	%Fe
0.01	0.21	1.76	0.023	0.003	15.3	17.2	2.7	Kal.

Tablo 7.2: AISI 316L Paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri(S.Ş.D.)

Akma Dayanımı $\sigma_{0.2}$ (MPa)	Çekme Dayanımı σ_t (MPa)	Kopma Uzaması ϵ_k (%)	Sertlik VSD(kgf/mm ²)
980	1050	35	300

7.1 Deneyler

7.1.1 Malzemeler

Ortopedik tesbit araçlarının yapımında geniş olarak kullanılan soğuk şekil değiştirmiş AISI 316L çeliğinden özel olarak hazırlanmış tek delikli plak numuneleri bu çalışmada kullanılmıştır. Bu çeliğin kimyasal bileşimi ve mekanik özellikleri Tablo 7.1 ve Tablo 7.2.'de görülmektedir.

7.1.2 İyon nitrürleme deneyleri

İyon nitrürleme işlemi İTÜ Makina Fakültesindeki laboratuvarımızda geliştirdiğimiz 2 kW gücündeki doğru akımlı laboratuvar tipi iyon nitrürleme sisteminde gerçekleştirilmiştir. Tüm parçalar 475° C sıcaklıktaki N₂-H₂ gaz atmosferi (N₂:H₂=1:4) içinde ve 10 torr'luk vakum altında nitrürlenmiştir. Parçalar sırasıyla 2, 4, 8 ve 12 saatlik işlem sürelerinde nitrürlenmiştir. İyon nitrürasyon sistemi Şekil 7.1'de görülmektedir.



Şekil 7.1 Laboratuvar Tipi İyon Nitrüleme Sistemi

Nitrüleme öncesi tüm parçalar mekanik olarak 600 nolu su zımparasına kadar zımparalanmak suretiyle parlatılmıştır. Nitrürasyon tesisatına yerleştirilmeden önce bütün parçaların yüzeyi yağ ve kirlerden trikloretilenle yıkanarak temizlenmişlerdir. Temizleme sonrası kemik tesbit plak numuneleri katot pleyt üzerine yerleştirilerek (8'li gruplar halinde) ve vakum kabı kapatılarak vakuma alınmıştır. İşlem sıcaklığına gelinceye kadar (yaklaşık ilk bir saat) hidrojen glow discharge'ı ile yüzeylerin atom mertebesinde temizlenmesine olanak sağlanmıştır(sputtering). Daha sonra vakum odasına gaz karışımı için toplam gaz akış hızı $250 \text{ cm}^3/\text{dak}$ olacak şekilde verilerek işlem başlatılmış ve yaklaşık 600 V'luk DC gerilim altında işlem devam etmiştir.

İyon nitrüleme sıcaklığı 450 ile 480° C arasında sınırlanmış olup üst sınır malzemenin soğuk şekil değiştiren yapısının yeniden kristalleşmeyle yumuşamaması için konmuştur (Pilot deneylerle bunun olmadığı görüldükten sonra). Bu aynı zaman da ostenitik paslanmaz çeliklerde oldukça tehlikeli olan tane sınırlarına karbür çökmesinden kaçınmak içinde önemlidir. İkinci olarak azot difüzyonu için yeterli ısıl aktivasyon sağlamak ve etkili bir tabaka oluşurabilmek açısından da 450°C, alt sınır olarak düşünülmüştür.

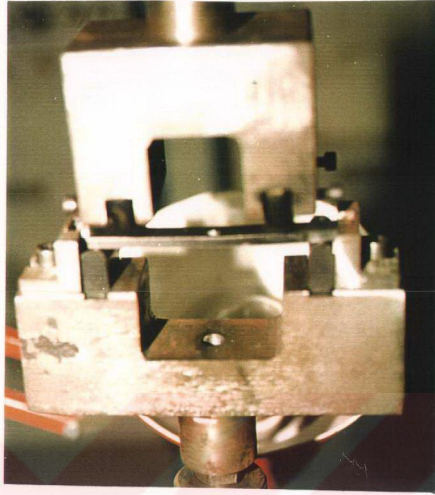
7.1.3 Mikrosertlik ölçümleri ve mikroskopik incelemeler

İyon nitrüleme ile elde edilen tabakanın kalınlığını ve maksimum sertliği ölçmek için Vickers mikrosertlik ölçümleri, 50 grf yük altında ve bir K.Frank mikro sertlik ölçme cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu ölçümlerden önce deney numunelerinden kesit çıkarılarak mekanik olarak yüzeyleri parlatılmıştır. Mikroskopik incelemeler için Nital ve Vilella gibi bilinen dağlayıcılarla uygun sonuç alınamamış, 10 ml HNO₃, 10 ml CH₃COOH, 15 ml HCl ve 5 ml Gliserin içeren bir dağlayıcı kullanılarak hem iyon nitrülenmiş hemde işlem görmemiş numunelerin içyapıları incelenmiştir.

7.1.4 Yorulma deneyleri

Yorulma deneyleri özel olarak dizayn edilmiş bir mekanik deney sisteminde gerçekleştirilmiştir. Deneyler esnasında uygulanan yük sabit tutulmuş ve yorulan parçanın kritik kesiti özel bir mikroskop-kamera sistemi ile bir bilgisayar ekranından sürekli olarak izlenmiştir. Şekil 7.2' de görülen 4 noktadan eğme aparatı plak formu esas alınmak şartıyla özel olarak yapılmıştır. Deneyler 4 noktadan eğme modunda ve makinanın sadece basma bölgesinde kalınacak şekilde 30-300kgf yük aralığında gerçekleştirilmiştir. Plak üst yüzeyine etkiyen zorlama durumu için sinüs dalga şeklinde gelen eğme momentlerine tekabül edecek şekilde sıfırdan maksimuma değişen çekme gerilmelerinin olacağı söylenebilir. Bu durumda minimum gerilme sıfırın biraz üzerinde olacak, ortalama gerilmeyle değişken gerilme birbirine eşit olacaktır. Bu zorlama şeklinin olabildiğince kırık tesbit plağının vücut içinde maruz kaldığı biyomekanik ve dinamik zorlanma koşullarına yakın zorlanma durumu olacağı düşünülmüştür.

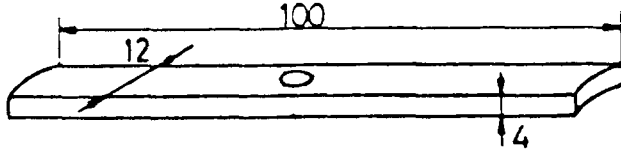
Böylece maksimum çekme gerilmeleri yorulma ömrü eğrilerinde kontrol parametresi olmaktadır. Beş farklı gerilme seviyesinde gerçekleştirilen deneyler esnasında değişken gerilmenin frekansı 10 Hz olarak sabit tutulmuştur.



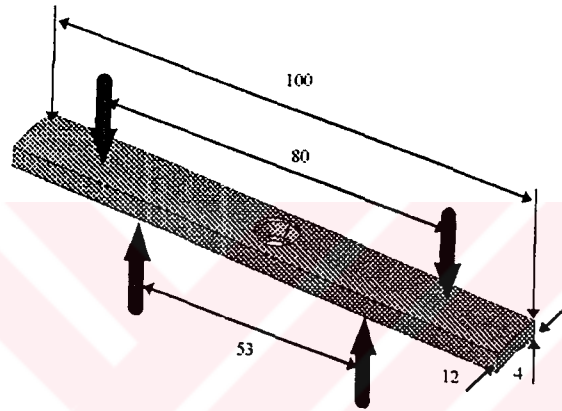
Şekil 7.2 Dört noktadan Eğme Aparatı

Tesbit plağı şeklindeki deney numuneleri, ortopedik uygulamada kullanılan (6) delikli plaklarla aynı boyutlarda olup yalnız numunelerin tam ortasında sadece bir adet delik özel surette açtırılmıştır. Şekil 7.3 ve 7.4’de numune ve 4 noktadan eğme aparatının şematik gösterimi görülmektedir. Bir komponent olarak implantın iyon nitrürlemeyle yorulma davranışını karşılaştırabilmek için düşünülen deney programında, deney sonuçlarının değerlendirilmesi hem nitrürlü hemde işlem görmemiş numunelere ait eğmedeki nominal maksimum çekme gerilme değerleri esas alınarak yapılmıştır. Sabit yükler uygulanarak yapılan deneylerde delik bulunan kesitin en az olduğu kritik bölgedeki gerilmeler deney parçası ve deney koşulları bire bir modellenerek sonlu elemanlar yöntemine göre çalışan bir programdan elde edilmiştir.

Tüm deneylerde, numunelerin delik bulunan kesitin enaz olduğu kritik bölgede üst yüzeyde yaklaşık 0.1 mm yorulma çatlağı görüldüğünde deney bitirilmiş ve yorulma ömrü olarak deneyin kesildiği andaki tekrar sayısı alınmıştır. Parçaların tamamıyla kırılması beklenmemiştir.



Şekil 7.3 Tesbit plağı şeklinde yorulma test numunesi



Şekil 7.4 Dört Noktadan Eğmeli Yorulma Deneyinde Yükleme Durumu

7.1.5 Artık gerilmelerin ölçümü

Yüzeydeki basma karakterindeki artık gerilmelerin malzemelerin yorulma dayanımlarını artırıcı etkide bulundukları, özellikle eğilme zorlamaları altında zorlanan parçalarda bu artık gerilmelerinin mertebesiyle yorulma dayanımının nersdeyse doğru orantılı artacağı bilinmektedir[4]. Ayrıca iyon nitrürlenmiş çeliklerde nitrür tabakasında basma, çekirdekte ise çekme karakterinde önemli mertebelerde artık gerilmelerin meydana geldiği değişik kaynaklarda belirtilmiştir. Bu tür artık gerilmelerin ölçümü ile ilgili literatürde önerilen çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Bunlar arasında X-ışınları ve nötron difraksiyonu, kimyasal dağıtım ile boy değişiminin saptanması, halka-çekirdek yöntemi, indentasyon ve strain-gage teknikleri sayılabilir.

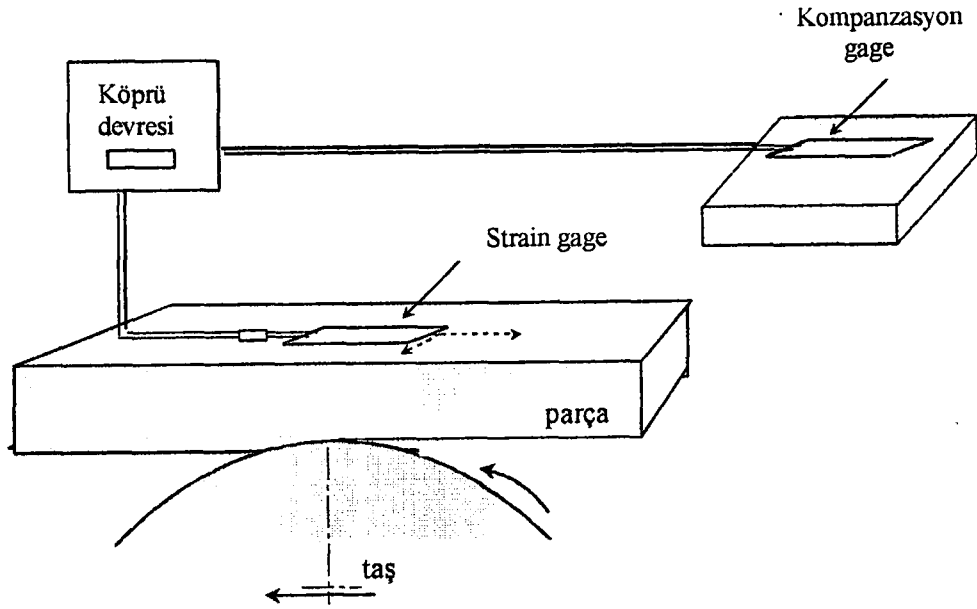
Bu çalışmada strain gage tekniklerinden biri olan, Vickar ve arkadaşları tarafından önerilmiş olan yöntem uygulanmıştır[44]. Bu teknik, bir tarafına strain-gage yapıştırılmış dikdörtgen kesitli plak şeklindeki numunenin diğer tarafından aşamalı olarak taşlanmak suretiyle malzeme kaldırılması ve bu esnada strain-gagelerden bir önceki gerilme hali ile ilgili birim şekil değiştirmelerin ölçülmesi şeklinde gerçekleştirilmektedir. Söz konusu teknik prensipte parçanın tüm kalınlığı boyunca artık gerilmelerin değişimini veren profilin hassas bir şekilde belirlenmesini sağlamaktadır.

İyon nitrülenme sonrası parça yüzeylerinde oluşan artık gerilmelerin ölçülmesi için yorulma numuneleriyle aynı ölçülere (4x12x50mm) sahip dikdörtgen kesitli deney numuneleri, söz konusu yorulma numuneleriyle birlikte aynı iyon nitrüleme işlemlerine tabi tutulmuşlardır.

Deneysel olarak birer yüzüne strain-gage uygulanmış numunelerin diğer yüzeylerinden hassas taşlama ile arka arkaya giderek artan bir şekilde tabaka kaldırılmış ve bu sırada parçada meydana gelen birim şekil değişimleri strain-gage'ler yardımıyla ölçülmüştür.

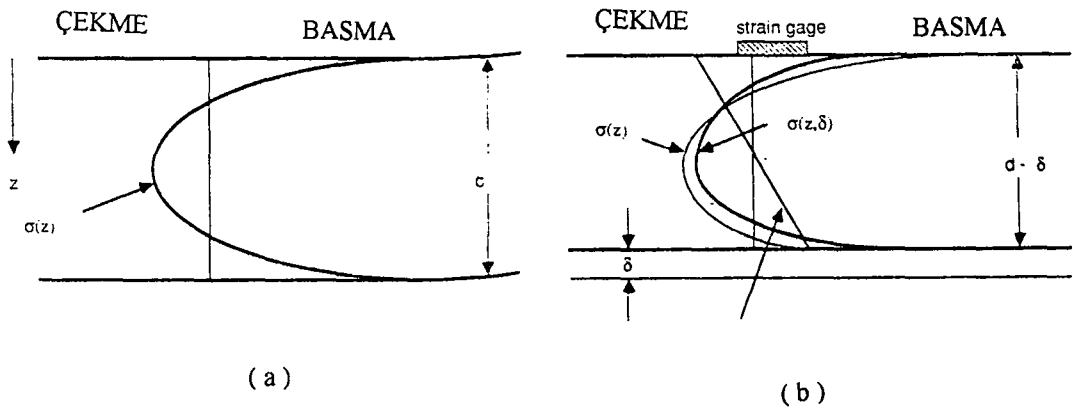
Yüzeylerinde basma, çekirdekte ise çekme karakterinde olan artık gerilmeler parça içinde bir denge durumu yaratırlar. Yüzeyden bu şekilde bir tabakanın kaldırılması, plağın geri kalan kısmının belirli bir eğrilik çapıyla eğilmesine yol açmaktadır. Çünkü basma gerilmesi taşıyan bir tabakanın kaldırılmasıyla iç kuvvetler arasındaki denge bozulacak, parçanın bu bölgesinde gerilme azalırken kalan kısma eğilme momenti etkiyerek bu kısmın eğilmesi ile boyunun uzamasına yol açılacaktır.

Strain gage uygulanan nitrülenmiş parçalar taşlama tezgahında bulunan mengene yardımı ile sabitlenmiş, ancak ölçümler yapılırken sıkıştırma kuvvetlerini bozucu etkilerinden kaçınmak için çeneler gevşetilmiştir. Taşlamalar 50 µm aralıklarla tekrarlanmış, taşlamadan kaynaklanabilecek yeni artık gerilmeler yaratmamak için her bir ölçümden önce parçalara çok ince bir paso verilmiştir.



Şekil 7.5 Artık gerilme ölçümünün şematik gösterimi

Şekil 7.5’de işlemin nasıl yapıldığı görülmektedir. Parçanın uzun eksen doğrultusunda oluşan birim şekil değişimlerinin taşlama öncesi ve sonrası ölçülmesiyle kaldırılan tabaka kalınlığına bağlı olarak giderek artan birim şekil değiştirmeler ölçülmüştür. Her bir adımda meydana gelen birim şekil değişimlerinin belli bir adım sayısından sonra artık artmadığı ve parçada oluşan gerilme gevşemesinin doyuma ulaştığı görülmüş ve bu değerden sonra taşlama işlemi kesilmiştir.



Şekil 7.6 Plakta artık gerilme profili a: orijinal hal, b:taşlama sonrası hem yeni kuvvet hem de yeni moment dengesi için gerilme dağılımı.[44].

Kullanılan yöntem, simetrik olmayan gerilme dağılımlarının belirlenmesinde de kullanılabilir olmasına karşın basitlik açısından gerilme profili Şekil 7.6-a 'da görüldüğü gibi simetrik varsayılmaktadır. Parçadaki gerilme durumu düzlem gerilme hali olarak tanımlanmış olup ($\sigma_x = \sigma_y = \sigma(z)$, $\sigma_z = 0$), $\sigma(z)$, kalınlık yönündeki bilinmeyen gerilme dağılımının, sadece kalınlık yönündeki koordinata bağlı olduğu varsayılmaktadır. Bu varsayımlar altında başlangıç ve δ miktar taşıma sonrası için, elastik kiriş denklemleri kullanılarak kuvvet ve moment dengeleri için bünye denklemleri yazılarak sonuçta, en genel durum için ölçülen birim şekil değiştirmeye bağlı olarak gerilme profili şu şekilde verilmektedir.

$$\varepsilon_m(d - \delta) = \frac{1 - \nu}{E} \left\{ \frac{6}{(d - \delta)^2} \times \int_0^{d-\delta} [6z - 4(d - \delta)] \sigma(z) dz \right\} \quad (1)$$

Burada, $\varepsilon_m(d - \delta)$, strain-gage'den ölçülen birim şekil değiştirme, E malzemenin elastisite modülü ve ν poisson oranı, d plağın kalınlığı ve δ ise kaldırılan tabakanın kalınlığı olmaktadır. Kalınlık yönündeki koordinat z olurken, $\sigma(z)$ başlangıçtaki bilinmeyen gerilme profili olmaktadır. Ölçülen ε_m değerlerinin kaldırılan tabaka kalınlığı ile değişimi belirlenerek (1) denklemindeki integralin çözülmesi ile gerilme profilinin elde edileceği açıktır. Bunun için yapılacak olan gerilme profilini polinom şeklinde tanımlanarak katsayıların eğri uydurma teknikleri vasıtasıyla saptanmasıdır. En basit halde 2.ci dereceden bir polinom olarak

$$\sigma(z) = \sigma_0 \left[6 \left(\frac{z}{d} \right)^2 - 6 \left(\frac{z}{d} \right) + 1 \right] \quad (2)$$

Şeklinde bir polinom alınacak olursa bunun (1) denklemine yerleştirilerek çözülmesi sonucunda yüzeydeki en büyük ve negatif işaretli gerilme değeri için

$$\varepsilon_m(0, \delta) = \frac{(1 - \nu) \sigma_0}{E} \frac{\delta(\delta - 2d)}{d^2} \quad (3)$$

denklemleri elde edilmektedir[44,45].

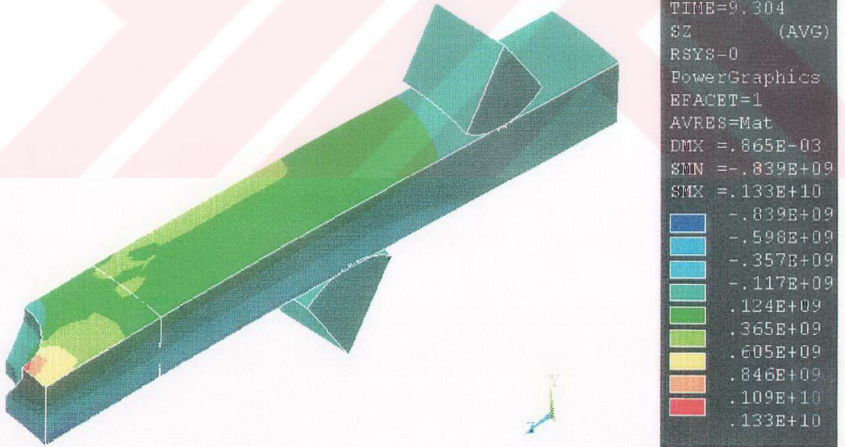
Her ne kadar bu yöntemle plak içindeki artık gerilmelerin değişimi belirlenebilirse de bu çalışmada sadece yüzeydeki artık gerilmelerin mertebesinin bilinmesi ile yetinilmiştir. Dolayısıyla ölçülen birim şekil değiştirme değerleri yukarıdaki (3) denkleminde konarak, (σ_0) yüzeydeki artık gerilme değerleri hesaplanmıştır.



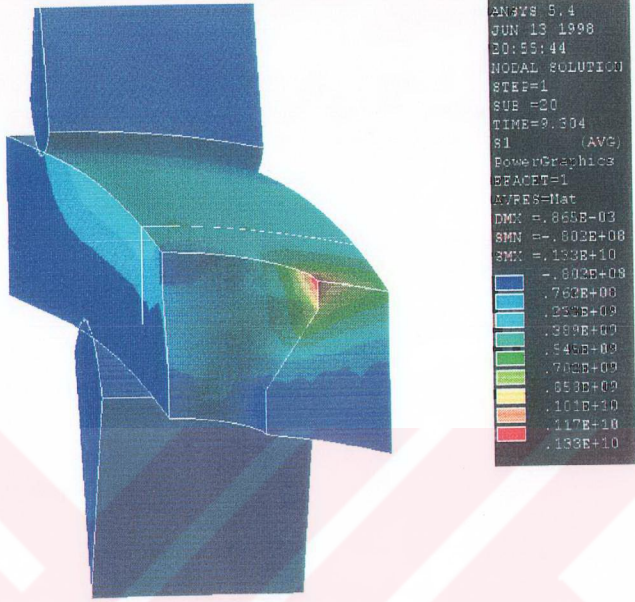
8. DENEY SONUÇLARI VE İRDELEME

8.1 Sonlu Elemanlar Yöntemi Sonuçları

Yorulma numunesi şeklinde simetriden yararlanılarak dörtte bir olarak modellenmiş plağa uygulanan statik 2500 N'luk deney yükü altında plakta meydana gelen gerilme ve şekil değişimi bileşenleri bulunmuştur. Bunlardan plağın uzun eksenli boyunca meydana gelen gerilme dağılımları Şekil 8.1'de, kritik bölgedeki en büyük asal gerilme dağılımı Şekil 8.2'de görülmektedir.



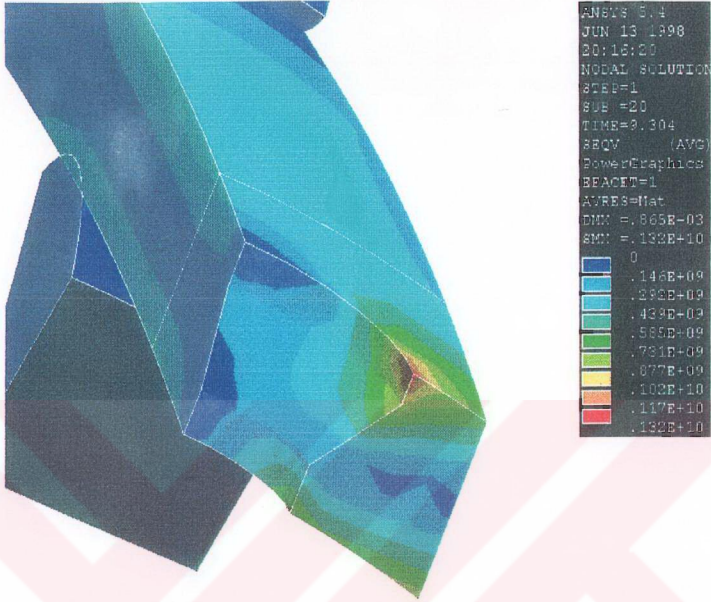
Şekil 8.1 Z yönündeki gerilme dağılımı



Şekil 8.2 Kritik bölgede asal gerilmelerin dağılımı (S1)

Şekil 8.1 ve Şekil 8.2'den görüldüğü gibi kritik bölge, plaktaki delik kenarları olmaktadır. Özellikle plaktaki delik bölgesini üstte kalan köşesinde gerilme değerleri maksimumdur ve plağın uzun eksen (Z) doğrultusunda burada kırmızı renkle görünen bölgede 1090 ile 1330 MPa arasında gerilme olduğu görülmektedir. Yorulma deneylerinde, bekleneneği üzere çatlak başlangıcı hep bu bölgede meydana geldiği görülmüştür.

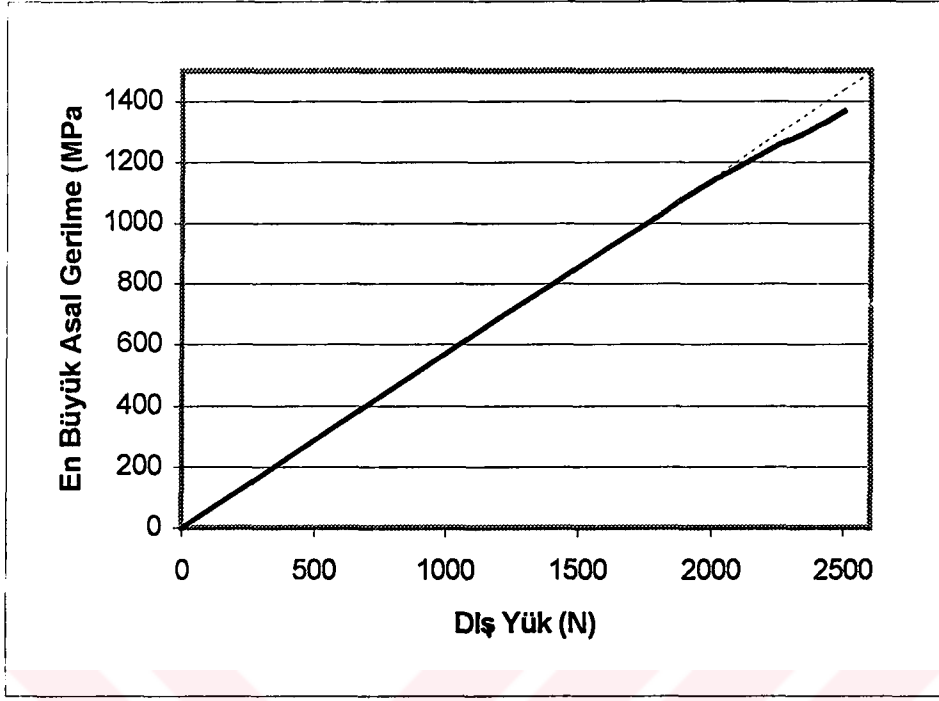
Yüklemenin tamamen yapıldığı son duruma çözümde adım adım erişilmiş ve ara çözümlerle 0'dan başlayarak 2500N'luk son yüke kadar bu gerilme dağılımları adım adım hesaplatılmış ve sonuçta bu gerilmelerin artan yükle nasıl değiştiği tesbit edilmiştir. Bunlarla ilgili şekiller Şekil 8.4 ve Şekil 8.5'de görülmektedir.



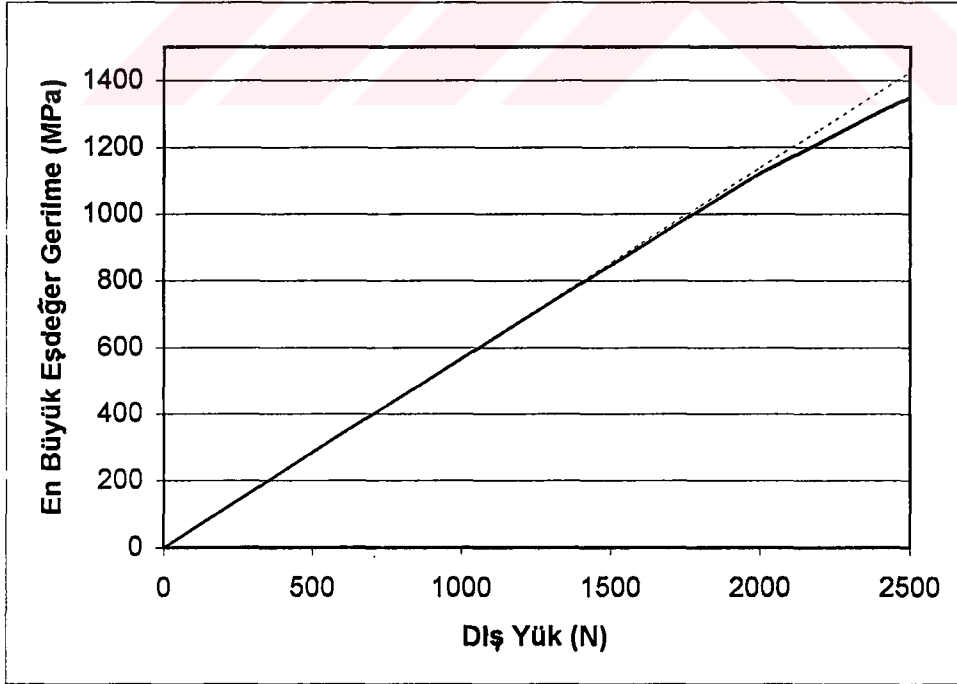
Şekil 8.3 Kritik bölgede eşdeğer gerilme dağılımı (von Mises)

Şekil 8.3 te ise eşdeğer gerilme dağılımı görülmektedir. Bundan da plakta kritik bölgede yaklaşık 1 mm büyüklünde bir bölgede plastik şekil değişimi oluşacağı söylenebilir. Buna karşın özellikle nitrülenmiş numuneler de bariz kalıcı plastik şekil değişimi gözlenmediği halde, malzemenin bu kadar yüksek zorlamayı nasıl kaldırdığı sorusu gündeme gelmiştir. Şekil 8.4 ve 8.5’de ise en büyük asal gerilmeyle en büyük eşdeğer gerilmenin uygulanan dış yük ile değişimleri verilmiştir

Eğrilerden anlaşıldığı üzere kuvvet–gerilme ilişkisi lineer karakterde değildir. Bunun kısmen mesnetlerdeki kayma sonucu mesnetler arası mesafelerin değişmesinden kısmen ise yüksek gerilme seviyelerinde kesitteki gerilme durumunun değişmekte olduğundan kaynaklanabileceği düşünülmüştür.



Şekil 8.4 Kritik bölgede en büyük asal gerilmenin dış yük ile değişimi

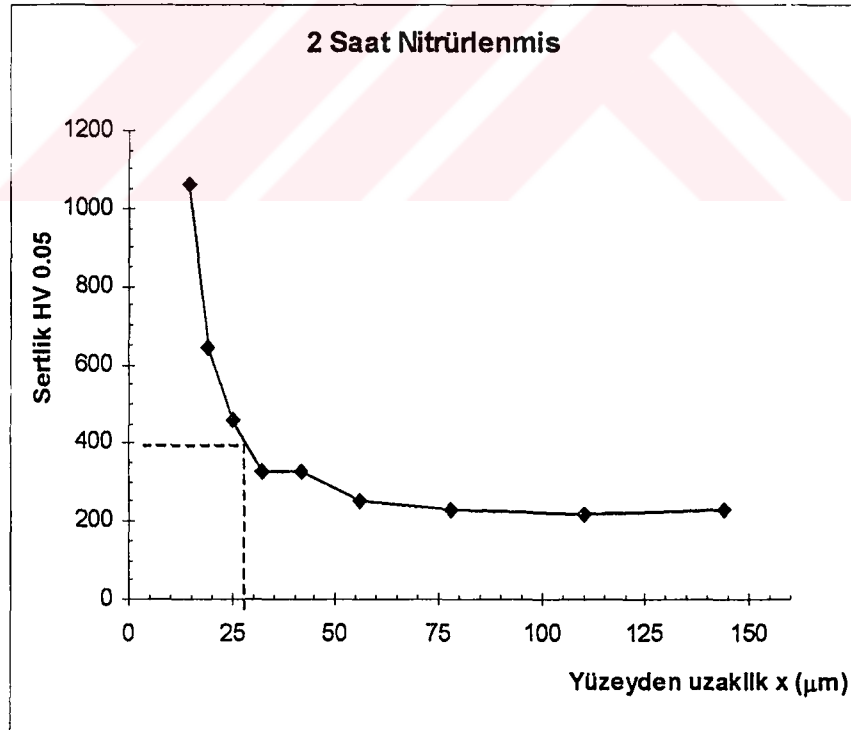


Şekil 8.5 Kritik bölgede en büyük eşdeğer gerilmenin dış yük ile değişimi

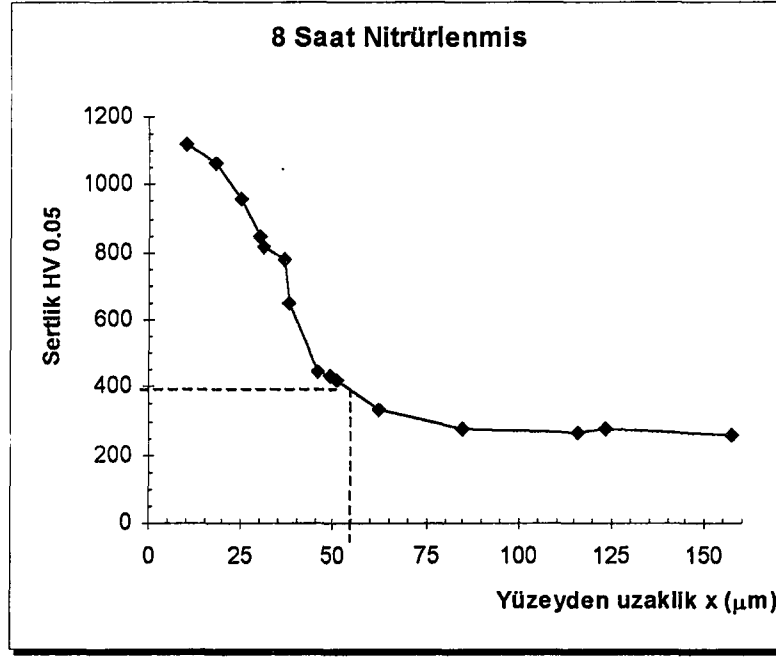
Kuvvet ile gerilmeler arasında bunun gibi lineer ilişkinin olmadığı lineer olmayan sistemler için sonlu elemanlar yönteminin çok yararlı olacağı açıktır.

8.2 Mikrosertlik Deneyi Sonuçları

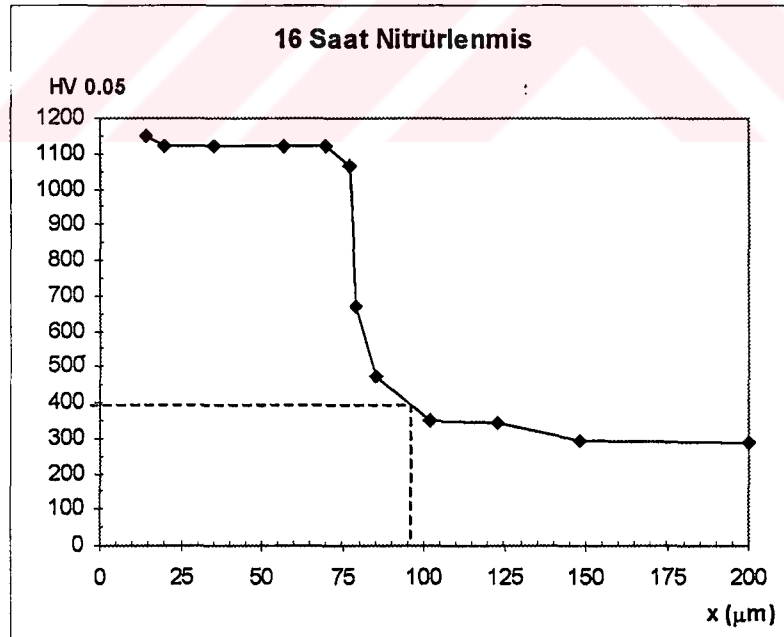
Şekil 8.6, Şekil 8.7 ve Şekil 8.8’de farklı sürelerde iyon nitrürleme sonrası, plak numunelerin yüzeyinde oluşturulan nitrürasyon tabakasının sertlik profilleri, Şekil 8.9’da ise nitrürleme tabakasının işlem süresiyle değişimi görülmektedir. Tabakadaki sertlik dağılımını gösteren grafiklere göre, iyon nitrürleme ile paslanmaz çeliklerin yüzeyinde 1200 VSD ‘ini aşan sertlikler elde edildiği ve iyon nitrür tabakasının kalınlığının 25 ila 150 μm arasında değiştiği görülmüştür. Düşük alaşımlı çeliklere göre ince sayılabilecek olan bu tabaka kalınlığının, az olmasının nedeni olarak, azotun difüzyon eğiliminin YMK Ostenitte, HMK Ferrite oranla üçte bir oranında az olması söylenebilir. Şekil 8.9’da 316 L paslanmaz çeliğin iyon nitrürlenmesinde oluşan tabaka kalınlığının nitrürleme süresinin karekökü ile doğru orantılı değiştiği görülmektedir.



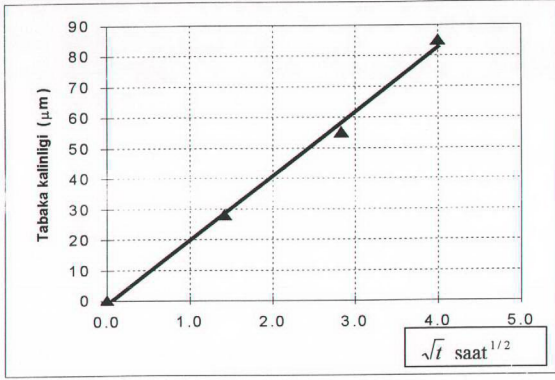
Şekil 8.6 2 saat iyon nitrürlenmiş numunede yüzeyden içeriye Mikrosertlik dağılımı



Şekil 8.7 8 saat iyon nitr lenmi  numunede yüzeyden içeriye mikrosertlik dağılımı



Şekil 8.8 16 saat iyon nitr lenmi  numunede yüzeyden içeriye mikrosertlik dağılımı



Şekil 8.9 Nitrürasyon tabakası kalınlığının işlem süresiyle değişimi



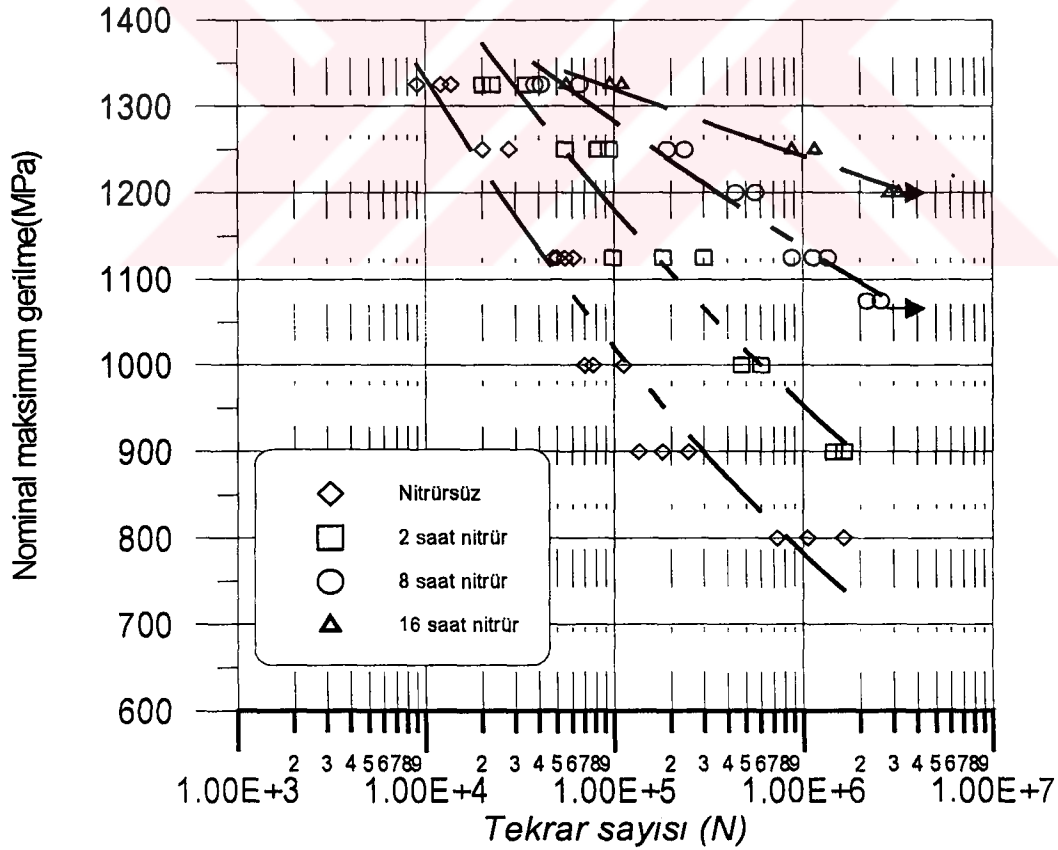
Şekil 8.10 Nitrülenmiş AISI 316L paslanmaz çeliğin mikroyapısı

Özellikle soğuk şekil değiştirme işlemleriyle (deformasyon sertleşmesiyle) dayanımı artırılmış malzemelere yüksek sıcaklıklarda iyon nitrürleme uygulanması halinde malzemenin çekirdek sertliğinin işlemden olumsuz etkilenme ihtimali vardır. İşlem görmüş ve görmemiş numunelerden elde edilen mikrosertlik ölçümlerinden, çeliğin iç kısmında (çekirdek) işlem sonrası çok az bir sertlik düşüşü görülmüş ve bunun plağın mekanik özelliklere etkisinin önemsiz olacağı düşünülmüştür. İyon nitrür

tabakasının mikro yapısı Şekil 8.10'da verilmektedir. İç yapıda eş eksenli ostenit taneleri içinde çok sayıda kayma bantları görülmektedir. İç yapının soğuk şekil değiştirmiş orijinal numunelerin iç yapısından farklı olmadığı görülmekte sıcaklıkla çekirdek sertliğinde düşme olmaması ile uyusmaktadır. Tane sınırlarında çatlak oluşumu yada karbür çökmesini gösteren yapılar görülmemektedir. Bunun nedeni olarak çeliğin çok düşük karbon içermesi ile düşük işlem sıcaklığının karbür oluşumu için yeterli ısı aktivasyonu yaratamaması söylenebilir.

8.3 Yorulma Deneyleri Sonuçları

İşlem görmüş ve görmemiş numunelerin yorulma ömrü verilerinden elde edilen S-N eğrileri Şekil 8.11'de verilmiştir. Bu grafikte dikey ekseninde maksimum nominal çekme gerilmesi (eğme için), σ_{max} ve yatay ekseninde ise değişken gerilmenin tekrar sayısı N verilmiştir. Ok işaretli data deney durdurulduğunda yorulma çatlak henüz oluşmamış numuneye aittir.



Şekil 8.11 İyon Nitrürlenmiş ve Nitrürlenmemiş Kemik Tesbit Numunelerinin Uygulanan Gerilme-Yorulma Ömrü (S-N) Diyagramı

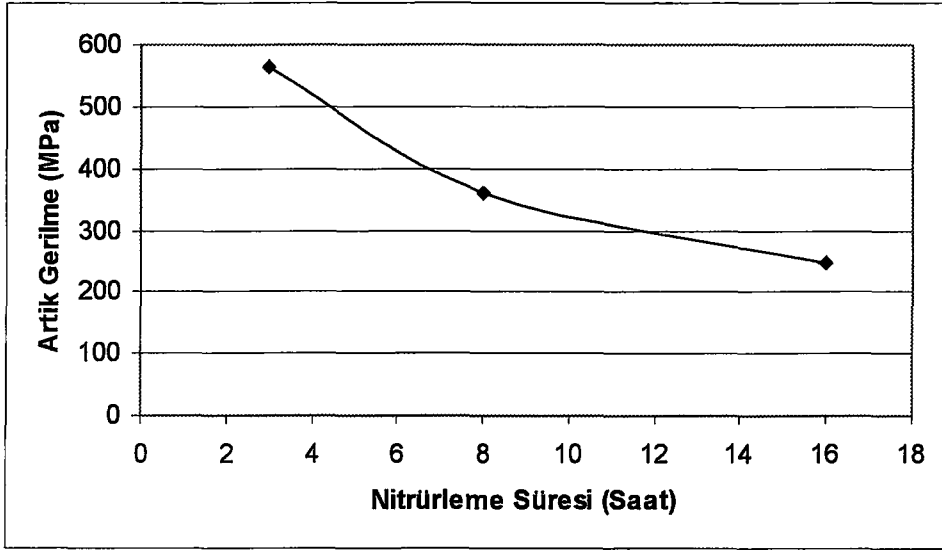
İmplantların yorulma ömrünün, iyon nitrürleme uygulanarak önemli oranda artırılabilirdi; ömrün yüksek gerilmeli yorulma (kısa ömürlü) modunda 1.5 kat, orta gerilme seviyeleri için 5 kat, düşük gerilme koşullarında (uzun ömürlü yorulma) ise en az 10 kat artırılabilirdi görölmektedir. Örneğin, plağın yükleme kriteri olarak 1000 MPa'lık gerilme seviyesi seçilecek olursa (Bölüm 4.1.2. de bahsedildiği gibi plakların genelde uzun ömürlü yorulma modunda hasara uğradığı gözönünde bulundurularak) işlem görmemiş plağa oranla 2 saat süre ile nitrürlenmiş plağın yorulma ömrünün bile 10 kat artması beklenmelidir. 1200 MPa'lık gerilme seviyesinde ise nitrülenmemişe oranla 2 saat nitrürleme ile 3 kat, 8 saat nitrürlemede 14 kat, 16 saat nitrülenmiş numunede ise ömrün 100 kat artacağı görölmektedir. Bu ise ostenitik paslanmaz çelik implantların yorulma özelliklerinin iyon nitrürlemeyle önemli oranda artırılabilirdiği yada yorulmaya bağlı hasarların hemen hemen ortadan kaldırılabilirdiği anlamına gelmektedir.

8.4 Artık Gerilme Ölçümleri

Artık gerilme deneylerinde en fazla artık gerilme 3 saat nitrülen numunelerden elde edilmiş olup bunun değeri 560 MPa olarak basma karakterinde yüzeydeki maksimum artık gerilmedir. 8 saatlik numunelerde 356 MPa ve 16 saatlik numunede ise 250 Mpa olarak bulunmuştur.

Elde edilen σ_0 , kaldırılan tabaka kalınlığı δ 'ye göre değişiminde belirli bir tabaka kalınlığına kadar bu gerilme değerin arttığı ve bundan sonra bir maksimumdan geçerek, azaldığı bütün numunelerde benzer tarzda görölmektedir. Yüzeydeki artık gerilme değeri olarak her numune için bu maksimum değer alınmış ve bunların nitrürleme süresi (nitrür tabaka derinliği) ile nasıl değiştiğine bakılmıştır. Yüzeydeki artık gerilmelerin nitrürleme süresiyle değişimleri Şekil 8.12'de görölmektedir.

Buna göre nitrürleme süresinin artmasıyla difüzyon tabakası artarken basma karakterli kalıntı gerilmelerin şiddeti azalmaktadır. Buda maksimum yorulma dayanımı için nitrürleme süresinin bir optimum değere sahip olduğunu göstermektedir.

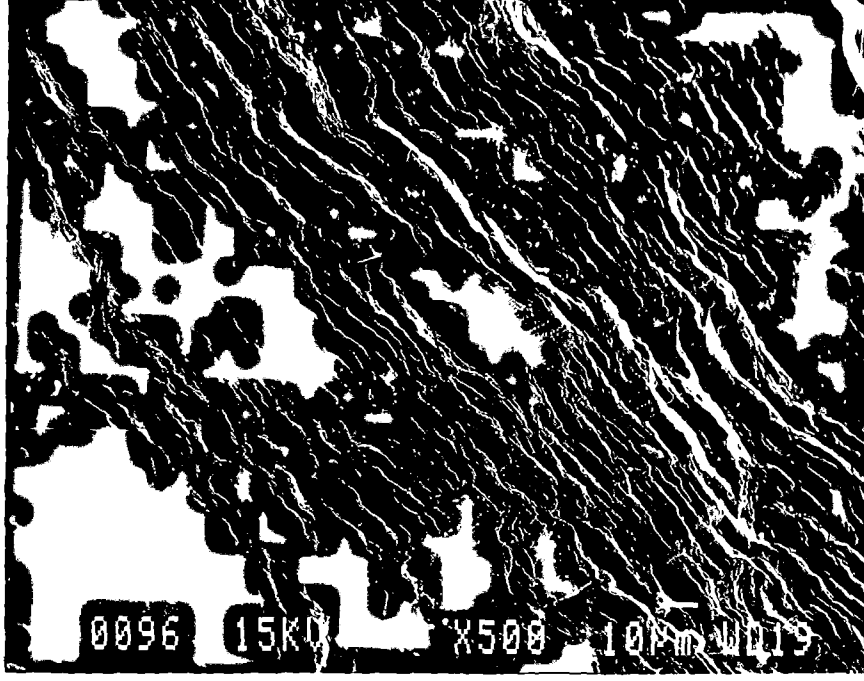


Şekil 8.12 Artık gerilmelerin artan nitr rl me süresiyle değişimi

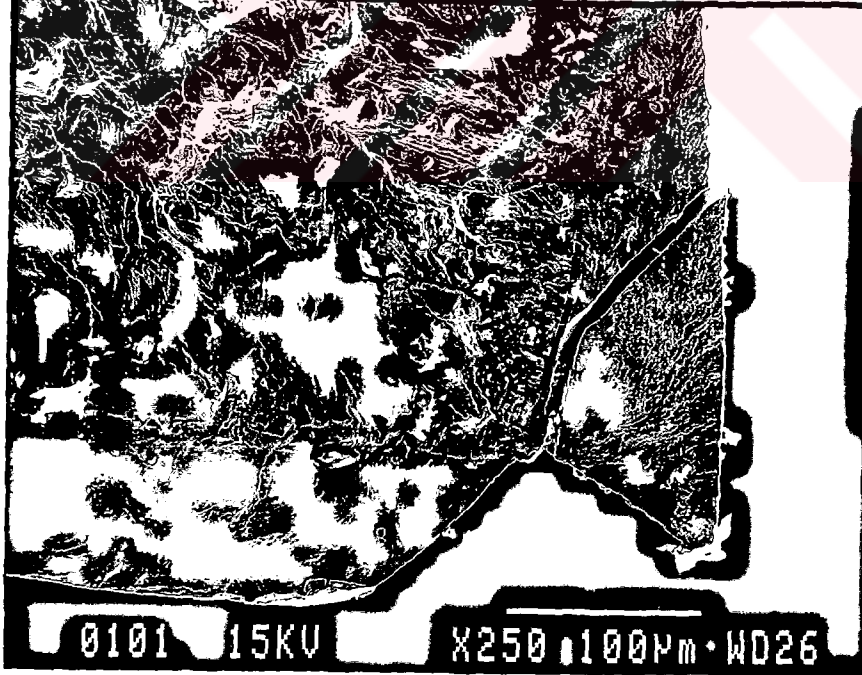
8.4 Kırık Yüzey İncelemeleri



Şekil 8.13 16 saat nitrürlenmiş ve yorulmuş bir numunenin kırık yüzeyi



Şekil 8.14 Şekil 8.13'deki numunede sünek çatlak ilerleme bölgesi

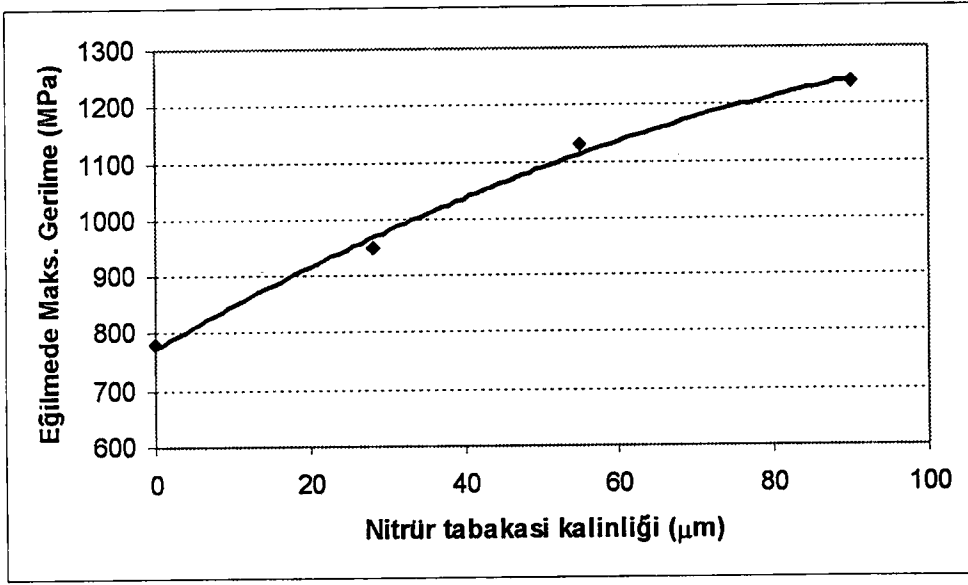


Şekil 8.15 8 saat nitrürlenmiş ve yorulmuş bir numunenin kırık yüzeyi



Şekil 8.16 nitrülenmemiş ve yorulmuş bir numunenin kırık yüzeyi

Uygulanan gerilmenin şiddetine, yorulma ömrünün sıkı bir şekilde bağlı oluşu, eğme tipi deney şartlarının doğal sonucudur. Genellikle çelikler için tekrarlı eğme deneylerinden elde edilen yorulma dayanımları, çekme basma şeklinde yapılan deneylerdekilere göre daha yüksektir. Bu parça kesitinde, gerilme dağılımının eğme modunda, merkezden yüzeye doğru değişmesine bağlanmaktadır. Bu durum özellikle yüzeyde dayanımı oldukça artırılan bir tabaka varsa önem kazanmaktadır. Yüksek gerilme seviyelerinde parçanın aşırı (kritik) zorlanmalara maruz kalan kısmı, nitrürasyon tabakasından fazla olabilir ve bu durum nitrür tabakasının hemen altında kalan dayanımı düşük bölgenin aşırı zorlanmasına neden olabilir. Düşük gerilme koşullarında ise kritik seviyede zorlanmış kısım büyük olasılıkla nitrürasyon tabakası içinde kalacak ve tabakanın çok yüksek mekanik dayanımından ötürü tabaka altındaki yumuşak malzemede kritik zorlanma gerçekleşmeyeceğinden yorulma dayanımının daha büyük ve ömrün daha uzun olacağı açıktır. Tabaka kalınlığı arttıkça yorulma ömrünün arttığı görülmektedir.

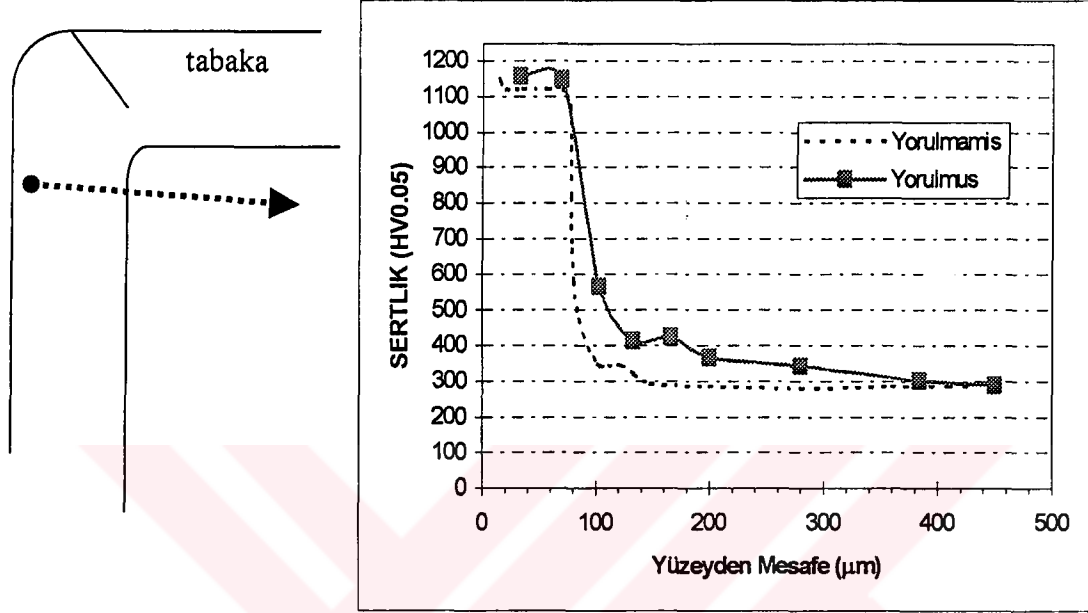


Şekil 8.17 Yorulma deneylerinde $N=10^6$ çevrim için maksimum eğme gerilmelerinin tabaka kalınlığına bağlı olarak değişimi

Kırık yüzey fotoğraflarından da görüldüğü gibi yorulma çatlak başlangıçları nitrürlü numunelerde tabaka altından başlamaktadır. Bu özellikle Şekil 8.13 ve Şekil 8.15'deki kırık yüzeylerde bariz olarak görünmektedir. Şekil 8.14'de 16 saatlik parçanın çekirdeğinde yorulma çatlağının ilerleme bölgesinde sünek kırılmayı temsil eden tipik yorulma izleri (striasyonlar) görülmektedir. Şekil 8.15'de ise yüzeyinde hiç nitrür tabakası bulunmayan bir parçada yorulma çatlak başlangıcı bölgesinin yüzeyden başladığı görülmektedir.

Sonlu elemanlar yönteminden elde edilen çözümlerden yorulma deneylerinde görülen gerilmelerin malzemenin statik dayanımlarının üzerinde olması açıklığa kavuşturulması gereken bir konudur. Tabakanın yüksek dayanımı ve önemli büyüklüklerde basma artık gerilmeleri içermesi nedeniyle bu yüksek gerilmelere dayanması doğaldır ancak hemen altındaki görece düşük dayanımlı bölgede bu yüksek gerilmelerin önemli oranlarda plastik şekil değişimine yol açması gerekir. Dolayısıyla bu bölgedeki malzeme periyodun özellikle başlarında (Low Cycle Fatigue) kısa ömürlü yorulma modunda gibi zorlanacaktır(plastik alanda). Bu plastik şekil değişimlerinin ostenitik paslanmaz çelik numunenin tabakanın hemen altında kalan bu

bölgesinde hasarı kolaylaştıracağı açıktır. Şekil 8.13'teki numunenin kırık yüzeyinde plastik şekil değiştirdiği düşünülen çatlak başlangıcının olduğu bölge ve civarında malzemede bir dayanım artışı olup olmadığını incelemek üzere söz konusu numune kırık yüzeyinin hemen altına kadar parlatılarak mikro sertlik taraması yapılmış ve sonuç Şekil 8.17'de görülmektedir.



Şekil 8.18 Şekil 8.13'deki numunenin çatlak başlangıcı olan bölgesinde sertlik profili ve sertlik ölçülen bölgenin şematik gösterimi.

Şekil 8.18 parçaların bu yüksek zorlamalara nasıl dayandığını açıklamaktadır. Yorulma deneyinin başlarında (ilk 5-10 çevrimde) plastik şekil değiştiren kabuk altı bölgede malzeme çevrimsel sertleşmeye uğrayarak veya plastik şekil değişimlerinin etkisiyle kısmen martenzitik iç yapıya dönüşerek dayanımını artırdığı görülmekte ve bu gerçekleşikten sonra yorulma olayları uzun ömürlü yorulma modunda devam ettiği anlaşılmaktadır[43,44].

Kırık tesbit plaklarının yorularak hasara uğraması en sık karşılaşılan hasar tipi olmakla birlikte, bazı korozyona bağlı hasarların da olduğu görülmektedir. Bu yüzden iyon nitrürasyonlu kemik plaklarının korozyona karşı davranışıyla korozyonlu yorulma özelliklerine gereken önem verilerek araştırılması gereklidir.

Bu çalışma ostenitik paslanmaz çelikten yapılan protezlerin (özellikle kemik tesbit plaklarının) mekanik özelliklerini iyileştirmek ve güvenilirliklerini artırabilmek için, iyon nitrürleme işleminin uygulanabilirliğini göstermeye yönelik geniş kapsamlı bir araştırmanın bir bölümünü oluşturmaktadır. İyon nitrürasyonu uygulanmış implantların korozif ortamlardaki davranışı, özellikle biyolojik ortamdaki performansı da araştırılmalıdır.

Deneylerden yorulma dayanımının arttığı açıkça görülürken, mikroyapı incelemeleri için numunelerin dağlanması esnasında karşılaşılan zorluklar (nitale dağlanmama) nitrür tabakasının iyi korozyon dayanımı vereceği konusunda olumlu bir işaret olarak alınmıştır.

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir:

1. AISI 316L ostenitik paslanmaz çeliğin yüzeyinde 25-150µm kalınlığında ve yaklaşık 1200 VSD yüzey sertliğinde iyon nitrür tabakası görel olarak kısa işlem süreleri ve düşük işlem sıcaklığında elde edilebilmiştir.
2. Bu yüzey sertleştirme işlemi esnasında soğuk şekil değiştirmiş çelik yapısında kayda değer yapısal yumuşama oluşmadığı tesbit edilmiştir.
3. Bu çalışmada elde edilen AISI 316L paslanmaz çelik malzemenin için nitrürleme tabakası kalınlığı-nitrürleme süresi ilişkisi literatürle uyum içinde çıkmıştır.
4. Tabaka kalınlığına bağlı olarak nitrürlenmiş implantların yüzeylerinde basma karakterinde 250 ile 550 MPa arasında değişen artık gerilme oluştuğu görülmüştür. Tabakanın nitrürleme süresiyle kalınlaşması artık gerilmeleri azaltmaktadır.
5. İyon nitrürlenmiş numunelerde, yorulma çatlakları tabakanın hemen altından başlamakta ve çatlakların hem yüzeye doğru hemde içeriye doğru ilerlediği, birden fazla ikincil çatlakların bulunduğu görülmüştür.

6. Yorulma deneylerinde parçaya uygulanan çevrimsel zorlamaların malzeme dayanımını geçmesi durumunda, nitrürlü tabakanın hemen altındaki bölgelerin bir miktar plastik şekil değiştirdiğini bunun neticesinde sözkonusu bölgedeki malzemenin çevrimsel sertleşmeye bağlı olarak dayanımının arttığı görülmüştür.
7. Kırık tesbit plaklarının yorulma ömürlerinin iyon nitrürlemeyle, önemli ölçüde arttığı, örneğin 2 saatlik nitrürlemenin bile düşük gerilme seviyeleri için ömrü 10 kata kadar artırılabilceği görülmüştür.
8. 10^6 çevrimsel ömre karşı gelen yorulma hasarının olduğu maksimum gerilme seviyelerinin artan tabaka kalınlığına bağlı olarak arttığı ancak bu artışın derecesinin giderek azaldığı görülmektedir. Bu azalma kalınlaşan tabakadaki artık gerilmelerin azalmasına ve kalın tabakadaki gevrek kırılmalara bağlı olabilir.

KAYNAKLAR

- [1] **Williams, D.F.**, 1987. Advanced applications for materials implanted within the human body, *Mat. Science & Tech.*, **3**, 787-806.
- [2] **Langer, R. & Lima, G.L.**, 1990. Future directions in Biomaterials., *Biomaterials*. **11**, 738-745.
- [3] **Recum, A.F.**, 1986 Handbook of Biomaterials Evaluation., Macmillan Pub. Co. Newyork.
- [4] **Klesnil, M., Lucas, P.**, 1980. Fatigue of Metalic Materials. Elseiver Scientific Pub. Co., Amsterdam.
- [5] **Lee, A. J. C.**, 1982. Clinical applications of Biomaterials., John Wiley& Sons, Newyork.
- [6] **Pilliar, M. R.**, 1991. Modern metal processing for improved load bearing surgical implants., *Biomaterials*. **12**, 95-100.
- [7] **Müller, M.E., Allgöwer, M., Schneider, R., Willenegger, H.**, 1991. Manual of Intenal Fixation, III Edit., Springer-Verlag, Berlin.
- [8] **Evans, F.G.**, 1973. Mechanical Properties of Bone, Charles C. Thomas Pub. Springfield. Illionious. USA.
- [9] **Fung, Y.C.**, 1990. Biomechanics, Springer-Verlag, Newyork.
- [10] **Williams, M.**, 1992. Biomechanics of Human Motion, 3rd ed. W.B Saunders, USA.
- [11] **Winter, A.D.**, 1990. Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley& Sons, 2nd ed. Newyork.
- [12] **Ghista, D. N., and Roaf, R.**, 1981. Orthopaedic Mechanics Vol I&II, Academic Press, London.
- [13] **Pilliar, R.M.**, 1978. Porous surfaced metallic implants for orthopedic applications., *J. Biomed. Mat. Res.*, **21**, 1-33.
- [14] **Black, J.**, 1988. Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice., Churchill Livingstone Inc. London.

- [15] **Buchanan, R.A., Lee, S., Williams, J. M.,** 1990. Surface modifications of biomaterials through noble metal ion implantation. *J.Biomed. Mat. Res.* **24**, 309-318.
- [16] **Sivakumar, M.,** 1993. Compability of ferritic and duplex stainless steels as implant materials. *J. Mat. Sci.*, **28**, 6061-6086.
- [17] **Rieu, J., & Pichat, A.,** 1990. Deterioration mechanisms of joint materials. *Biomaterials*, **11**, 51-54.
- [18] **Kirkpatrick, C. J & Mittermayer, C.,** 1990. Theoretical and practical aspects of testing potential biomaterials in vitro., *J. of Mat. Sci. in Medicine.* **1**, 9-13.
- [19] **Yılbaş, B. S., & Şahin A.,** 1995. A study of the corrosion properties of coated and nitrided Ti-6Al-4V. *Corrosion Science*, **37**, 1627-1636.
- [20] **Morita, M., and Sasada, T. T.,**1988. The corrosion fatigue properties of surgical implants in living body, *J.Biomedical. Mat. Res.*, **22**, 529-540.
- [21] **Taira, M. and Lautenschlager, E.P.,** 1992. In vitro corrosion fatigue of 316L cold worked S.S., *J. Biomed. Mat. Res.*,**26**, 1131-1139.
- [22] Metals Handbook, 1986. Failure Analysis and Prevention” 9th. Ed. **11**. ASM Pub.Ohio. USA.
- [23] **Lee, C. K., Shih, H. C.,** 1994. Structure and corrosive wear resistans of plasma nitrided alloy steels., *Corrosion*, **50**, 848-856.
- [24] **Taira, M., & Lautenschlager, P.,** 1992. In vitro corrosion fatigue of 316 L cold worked stainless steel. *J. Biomed. Mat. Res.*, **26**, 1131-1139.
- [25] **Sivakumar, M.,** 1993. Investigation on Biomechanically induced fatigue failure of stainless steel orthopaedic implant devices., *J. of Mater. Science*, **12**, 145-168.
- [26] **Zand, M. S., Goldstein, S.A., Matthews, L.S.,** 1983. Fatigue failure of cortical bone screws. *J. Biomechanics*, **16**, 305-311.
- [27] **Sivakumar, M.,** 1994. Investigation failures in stainless steel orthopaedic implant devices., *J.of Mater. Science Letters.*, **13**, 142-145.
- [28] **Krauss, J.** 1992. Advanced Surface Modification of Steels, *J. Heat Treating*, **9**, 81-89,
- [29] **Sun, Y., & Bell, T.,** 1991. Plasma surface engineering of low alloy steels., *Mat. Sci. & Eng.*, **A 140**, 419-434.

- [30] Metals Handbook, 1986. Heat Treating., 9th. Ed. 4. ASM Pub. Ohio. USA.
- [31] **Bordji, K., and Jouzeau, J.**, 1996. Evaluation of the effect of three surface treatments on the biocompatibility of 316L SS using human. *Biomaterials*, 17, 491-500.
- [32] **Spalvins, T.**, 1986. Proceedings of the 1st Ion Nitriding Conference. ASM International, ASM Pub. Ohio. USA.
- [33] **Spalvins, T.**, 1990. Proceedings of the 2nd Ion Nitriding Conference. ASM International. ASM Pub. Ohio. USA.
- [34] **İchii, K., Fujimura, K.**, 1990. Sputtering, deposition and diffusion in ionnitriding of an austenitic stainless steel. *Mater. Sci. & Eng. A* 140 442-447
- [35] **Leyland, A., & Lewis, D.B.**, 1993. Low temperature plasma diffusion treatment of stainless steels for improved wear resistance., *Surface and Coatings Technology*, 62, 608-617.
- [36] **Saker, A., & Leroy, C.**, 1991. Properties of sputtered stainless steel nitrogen coatings and structural analogy with low temperature plasma nitrided layers of austenitic steels. *Mat. Sci. & Eng. A* 140, 702-708.
- [37] **Meletis, E. I., Yan, S.**, 1993. Low pressure ion nitriding of AISI 304 stainless steel. *J. of Vac. Sci. Tech. A* 11 25-34.
- [38] **Williams, D.F.**, 1989., Beam Ion Implantation., in *Concise Encyclopedia of Med. & Dent. Materials.*, 45-51, Springer-Verlag, Heidelberg.
- [39] **Rieu, J., & Pichat, A.**, 1992. Structural modifications induced by ion implantation in metals and polymers used for orthopaedic prostheses., *Mat. Science & Tech.*, 8, 589-593.
- [40] **Rieu J. & Pichat, A.**, 1991. Ion implantation effects on friction and wear of joint prosthesis materials., *Biomaterials*. 12, 139-143.
- [41] **Gülmez, T., ve Yılmaz, Ş.**, 1997. Osteosentez plakların yorulma deneylerinde yükleme şartlarının sonlu elemanlar yöntemi ile belirlenmesi, *İTÜ Makina Fakültesi 1. Makina Mühendisliği Kongresi, Konf. kitabı* s. 469.
- [42] **Dearnley, P.A., Hibberd, G.A., Bell, T.**, 1990. Plasma nitriding austenitic stainless steel” *Proc. Conf. of 18th. Australian Chemical Eng. Conf.*, Aucland-New Zeland. August 27-30, 262-267
- [43] **Treuting, R.G., Lynch, J.J.**, 1951. Residual Stress Measurement., ASM Pub. Cleveland, Ohio, USA.

- [44] Virkar, A. V., 1990. Determination of residual stress profile using a strain gage technique., *J. of Am. Ceram. Soc.*, **73**., 2100-2102.
- [45] Tandon, R., & Green, D.J., 1990. Residual stress determination using strain gage measurements., *J. of Am. Ceram. Soc.*, **73**, 2628-2633.
- [46] Griffel, W., 1966. Handbook of formulas for stress and strain, Frederick Unger Pub., Newyork.
- [45] Kalantary, M.R., Chung, T.E., Faulkner, R.G., 1994. Mechanism of crack propagation in low cycle fatigue of type 316L stainless steel. *Mat. Sci. & Eng.*, **A 189**, 85-94.
- [46] Joussen, A., & Degallaix, J., 1997. Work-hardening behavior of nitrogen-alloyed austenitic stainless steels. *Mat. Sci. & Eng.*, **A 189**, **A142**, 169-176.
- [47] Lei, M.K., Zhang, Z.L., 1997. Nitrogen-induced HCP martensite formation in plasma source ion nitrided austenitic stainless steel. *J. Mat. Sci. Let.*, **16**, 1567-1569.
- [48] Guagliano, M., & Vergani, L., 1997. Effect of nitriding low cycle fatigue properties., *Int. J. of Fatigue*. **19**, 67-73.
- [49] Barralier, L., Soto, R., 1997. X-ray and TEM investigation of strain in a nitrided steel., *Met. and Mat. Trans.*, **A**, **28**, 3084-3089.
- [50] Çapa, M., Göksan, M.A., Gülmez, T., 1992. A study of materials selection substitute for human bone in Biomechanical experimental research. *ESDA Proceedings of the 1st European Joint Conf. On Engineering Design and Analysis*. İstanbul-Turkey . June 29, 367-281
- [51] Demirkol, M., Gülmez, T., Çapa, M., 1994. Fatigue Life Enhancement of internal fixation plates by ion nitriding", *ESDA Proceedings of the 1st European Joint Conf. On Engineering Design and Analysis*. İstanbul-Turkey . June 24-27, 325-329.
- [52] Dennis, R. C., & Varu R. 1981. Plate and bone stresses for single and double plated femoral fractures. *J. Of Biomechanics*, **14**, 55-62.
- [53] Szivek, J. A., & Yapp, R.A., 1989. A testing technique alloying cyclic application of axial, bending and torque loads to fracture plates to examine screw loosening. *J. Biomed. Mat. Res.* **23**, 105-116.
- [54] Moncoffre, N., 1986. Nitrogen implantation into steels. *Mat. Sci. & Eng.*, **90**, 99-109.

- [55] **Levey, P. R. & Bennekom A.**, 1995. A mechanistic study of the effects of nitrogen on the corrosion properties of Stainless steels., *Corrosion*. **51**, 911-921.
- [56] **Taylor, M., & Tanner, K.**, 1995. Finite Element modeling predictor of implant survival? *J. Mat. Sci.*, **6**, 808-812.



ÖZGEÇMİŞ

Yazar 1960 yılında Manisa Turgutlu’da doğmuş, ilk ve orta öğrenimini aynı yerde tamamlamıştır. Çanakkale, Gökçeada Öğretmen lisesini 1978 yılında tamamlayarak aynı yıl İ.T.Ü. Makina Fakültesine girmeye hak kazanmıştır. 1983 yılında Genel Makina Bölümünden mezun olan yazar 1984’ten beri İ.T.Ü. Makina Fakültesi Makina Malzemesi ve İmalat Teknolojisi Anabilim Dalında Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır. Evli ve bir çocuk babasıdır.

